



---

# **MASTERARBEIT**

---

Frau B. Sc.  
**Theresa Hetzel**

**Sensordatenfusion für die  
kontaktarme Erfassung der  
Herzaktivität**

2013



# **MASTERARBEIT**

---

## **Sensordatenfusion für die kontaktarme Erfassung der Herzaktivität**

Autor:

**Theresa Hetzel**

Studiengang:

Physikalische Technik

Seminargruppe:

PT11w1-M

Erstprüfer:

Prof. Dr. Ralf Hinderer

Zweitprüfer:

Dr.-Ing. Sebastian Zaunseder

Mittweida, September 2013



---

## **Bibliografische Angaben**

Hetzel, Theresa: Sensordatenfusion für die kontaktarme Erfassung der Herzaktivität, 109 Seiten, 50 Abbildungen, Hochschule Mittweida (FH), Fakultät Mathematik/Naturwissenschaften/Informatik

Masterarbeit, 2013

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt.

## **Referat**

Die Computertomographie (CT) ist eine nichtinvasive Möglichkeit zur Untersuchung der Koronararterien. Um bei den Aufnahmen Bewegungsartefakte zu vermeiden, ist es notwendig Bilder zu einem gemessenen am Herzzyklus zeitlich invarianten Zeitpunkt zu generieren. Dazu wird die CT-Aufnahme standardmäßig mittels eines Elektrokardiogramms (EKG) mit der Herzaktivität synchronisiert. Die Verwendung kontaktloser bzw. kontaktarmer Verfahren zur Erfassung der Herzaktivität bietet im Vergleich zur derzeitigen Methode Vorteile, beispielsweise eine Einsparung der Patientenvorbereitung und somit eine Zeitersparnis sowie eine Erhöhung des Patientenkomforts.

Ziel dieser Masterarbeit ist es, verschiedene kontaktarme Verfahren bezüglich ihrer Eignung für die Synchronisation von CT-Aufnahmen zu untersuchen und Ansätze zur Fusion der einzelnen Signale umzusetzen.

Als kontaktlose bzw. -arme Verfahren standen die kapazitive Elektrokardiographie (kEKG), die Ballistokardiographie (BKG), die Phonokardiographie (PKG), die Photoplethysmographie (PPG) am Rücken sowie die Erfassung der Herzaktivität mittels Dopplerradar zur Verfügung. Umgesetzt wurden zwei Fusionsansätze. Eine Fusionsmethode basierte dabei auf einer gewichteten Mittelwertbildung. Diese Methode wurde in drei Signalkombinationen untersucht. Der zweite Fusionsansatz stellte eine ODER-Verknüpfung unter Nutzung von Vorwissen aus dem kEKG und dem PPG dar.

Die kapazitive Elektrokardiographie sowie die Photoplethysmographie zeigen im jetzigen Stand einzeln genutzt bei der Triggerung die besten Ergebnisse. Durch die Nutzung beider Signale mit Hilfe der zweiten Fusionsmethode konnte im Mittel eine Verbesserung bezüglich der Zuverlässigkeit der Triggerung gegenüber der Nutzung der einzelnen Signale erreicht werden.



# I. Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis .....	I
Abbildungsverzeichnis .....	V
Tabellenverzeichnis .....	VII
Abkürzungsverzeichnis .....	IX
Symbolverzeichnis .....	XI
1 Einleitung .....	1
1.1 Computertomographie des Herzens .....	1
1.2 Motivation und Ziel der Arbeit .....	2
1.3 Konkretisierung der Aufgabenstellung .....	3
2 Grundlagen .....	5
2.1 Anatomie und Physiologie des Herzens .....	5
2.1.1 Anatomie .....	5
2.1.2 Erregungsentstehung und -leitung .....	5
2.1.3 Herzmechanik .....	8
2.2 Aufnahmemöglichkeiten der Herzaktivität .....	10
2.2.1 Elektrokardiographie .....	10
2.2.2 Phonokardiographie .....	12
2.2.3 Ballistokardiographie .....	14
2.2.4 Photoplethysmographie .....	15
2.2.5 Doppler-Radar .....	17
2.3 Sensordatenfusion .....	18
2.3.1 Definition, Ziele und Anwendungen .....	18
2.3.2 Einteilungen in der Sensordatenfusion .....	21
2.3.3 Allgemeine Ansätze zur Sensordatenfusion .....	25

2.3.4 Methoden der Sensordatenfusion für Biosignale bezüglich der Herz- und Atemfrequenz .....	26
3 Material und Methoden .....	33
3.1 Datenaufnahme .....	33
3.1.1 Messvorrichtung .....	33
3.1.2 Messreihen .....	35
3.2 Datenauswertung .....	36
3.2.1 Triggergenerierung .....	36
3.2.2 Sensitivität und positive Prädiktivität .....	37
3.3 Datenaufbereitung .....	39
3.3.1 Datenformate .....	39
3.3.2 Erstellung der Referenztrigger .....	39
3.3.3 Berechnung der Kenngrößen der Triggersignale .....	40
4 Charakterisierung der Einzelsignale .....	41
4.1 Methoden für die Charakterisierung .....	41
4.1.1 Besonderheiten bei Ruhemessungen .....	41
4.1.2 Besonderheiten bei Störmessungen .....	41
4.2 Ergebnisse .....	43
4.2.1 Charakterisierung ohne Störeinflüsse .....	43
4.2.2 Charakterisierung mit Störeinflüssen .....	51
4.3 Diskussion .....	59
4.3.1 Erfüllung der Anforderung an Triggeralgorithmus .....	59
4.3.2 Einfluss der Störmanöver .....	59
4.3.3 Weitere Anmerkungen .....	61
5 Sensordatenfusion .....	63
5.1 Einordnung der Aufgabenstellung in die vorgestellten Fusionsschemata .....	63



---

5.2 Realisierung .....	63
5.2.1 Fusion nach Brüser .....	64
5.2.2 Eigenentwickelte Fusion von kEKG und PPG .....	65
5.3 Ergebnisse .....	70
5.3.1 Fusion nach Brüser .....	70
5.3.2 Eigenentwickelte Fusion von kEKG und PPG .....	73
5.4 Diskussion .....	79
5.4.1 Erfüllung der Anforderung an Triggeralgorithmus .....	79
5.4.2 Onlinefähigkeit der vorgestellten Algorithmen .....	80
5.4.3 Weiterentwicklungsmöglichkeiten der vorgestellten Algorithmen .....	80
6 Zusammenfassung und Ausblick .....	83
A Datenaufnahme und -aufbereitung .....	87
A.1 Messungen .....	87
A.2 Unisens-Dateien .....	88
B Ausgewählte Signalbeispiele .....	91
C Weitere Ergebnisse .....	93
C.1 Korrelation .....	93
C.2 Fusion nach Brüser .....	98
C.3 Eigenentwickelte Fusion .....	99
Literaturverzeichnis .....	101



## II. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1	Artefakt bei prospektiver Herz-CT-Aufnahme.....	2
Abb. 2.1	Anatomie des Herzens .....	6
Abb. 2.2	Erregungsleitungssystem des Herzens.....	7
Abb. 2.3	Druck und Schlagvolumen während des Herzzyklus .....	9
Abb. 2.4	Elektrokardiogramm .....	10
Abb. 2.5	Ableitung nach Einthoven .....	11
Abb. 2.6	Schematischer Aufbau einer kapazitiven Elektrode.....	12
Abb. 2.7	Herztöne .....	13
Abb. 2.8	Ballistokardiogramm .....	14
Abb. 2.9	Komponenten eines typischen Photoplethysmogramms .....	16
Abb. 2.10	Messprinzip Doppler-Radar .....	18
Abb. 2.11	Fusionsebenen .....	23
Abb. 2.12	Fusionsarchitekturen .....	25
Abb. 2.13	Indikatorfusion nach Brüser <i>et al.</i> .....	28
Abb. 3.1	Messmatte .....	33
Abb. 3.2	Beseitigung von Offset und Grundliniendrift am Beispiel eines PPG .....	36
Abb. 3.3	Merkmalssignal und adaptiver Schwellwert .....	38
Abb. 4.1	Triggerversatzes aus kEKG und PPG für alle Probanden .....	43
Abb. 4.2	Triggerversatz aus BKG für alle Probanden .....	44
Abb. 4.3	Triggerversatz aus PKG und Radar für alle Probanden .....	45
Abb. 4.4	Vergleich Se für verschiedene Bezugspunkte bei BKG und PKG .....	46
Abb. 4.5	Boxplot Se und P .....	47
Abb. 4.6	Wiederholbarkeit des Versatzes .....	49
Abb. 4.7	Anteil der Artefaktlänge am Gesamtsignal .....	50

---

Abb. 4.8	Se und P mit Kennzeichnung der artefaktbehafteten Abschnitte .....	50
Abb. 4.9	Korrelation zwischen +P der Radarmessung und der Probandengröße .....	51
Abb. 4.10	Änderung des Bezugspunktes beim BKG während des Einatemmanövers ..	53
Abb. 4.11	Artefakt im kEKG durch Bewegungsmanöver .....	54
Abb. 4.12	Ver1-Werte während der Bewegungsmanöver für PKG .....	56
Abb. 4.13	Beispiel für Amplitudensignal während Bewegungsmanövern .....	57
Abb. 5.1	Grundschemata zur eigenentwickelten Fusion von kEKG und PPG .....	66
Abb. 5.2	Versatz aller Probanden bei Fusion nach Brüser (alle Signale) .....	70
Abb. 5.3	Kenngrößen für die Ruhemessung bei Fusion nach Brüser (alle Signale)...	71
Abb. 5.4	Kenngrößen bei Fusion nach Brüser (kEKG und PPG) .....	71
Abb. 5.5	Versatz aller Probanden bei Fusion nach Brüser (BKG, PKG und Radar)...	72
Abb. 5.6	Kenngrößen bei Fusion nach Brüser (BKG, PKG und Radar) .....	72
Abb. 5.7	Optimierung der Fusionsparameter .....	74
Abb. 5.8	Kenngrößen für die gestörten Messungen bei der eigenentwickelten Fusion	77
Abb. B.1	Beispiel für einen Fehler bei der Triggererstellung aus dem PPG .....	91
Abb. B.2	Signalbeispiele PKG .....	92
Abb. C.1	Korrelation des kEKG .....	94
Abb. C.2	Korrelation des BKG bei Betrachtung der H-Welle .....	94
Abb. C.3	Korrelation des BKG bei Betrachtung der J-Welle .....	95
Abb. C.4	Korrelation des PKG bei Betrachtung des S1-Tones .....	95
Abb. C.5	Korrelation des PKG bei Betrachtung des S2-Tones .....	96
Abb. C.6	Korrelation des PPG am Rücken .....	96
Abb. C.7	Korrelation des Radars .....	97
Abb. C.8	Kenngrößen der gestörten Messung bei Fusion nach Brüser (alle Signale) .	98
Abb. C.9	Versatz bei Fusion nach Brüser (kEKG und PPG) .....	98
Abb. C.10	Versatz bei Fusion nach Brüser (BKG, PKG und Radar) .....	98

### III. Tabellenverzeichnis

Tab. 1.1 Von der Firma Siemens geforderte Ansprüche an Triggeralgorithmus .....	4
Tab. 2.1 Erregungsbildungsfrequenzen .....	8
Tab. 3.1 Ablauf der Messung mit Störmanövern.....	35
Tab. 3.2 Faktoren $a_i$ für die Anpassung des adaptiven Schwellwertes .....	37
Tab. 3.3 Vier-Felder-Tafel zur Einteilung der Trigger bezüglich der Referenz .....	38
Tab. 4.1 Klasseneinteilung der Sensitivität während der Störmanöver .....	42
Tab. 4.2 Grenzen für die Mittelwertbildung des vorläufigen Versatzes .....	45
Tab. 4.3 Mittlerer Versatz und mittlere Standardabweichung für alle Verfahren.....	48
Tab. 4.4 Reproduzierbarkeit der Messungen .....	48
Tab. 4.5 Einteilung der Änderung der Verhältnisse Ver1 und Ver3 .....	57
Tab. 4.6 Zusammenfassung der Auswirkung der Störmanöver .....	58
Tab. 4.7 Kenngrößen für die gesamte Störmessung .....	58
Tab. 5.1 Gewählte Startwerte für die Fusionsparameter .....	73
Tab. 5.2 Gewählte Fusionsparameter nach Optimierung .....	76
Tab. 5.3 Vergleich der Fusionsergebnisse mit Einzelsignalen .....	78
Tab. 5.4 Vergleich zwischen der eigenentwickelten Fusion mit der Fusion nach Brüser .....	79
Tab. A.1 Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht der Probanden .....	87
Tab. A.2 Übersicht über den Inhalt der Unisens-Dateien .....	88
Tab. C.1 Änderung der Werte $A_{Se}$ und $A_{+P}$ durch die Optimierung.....	99



## IV. Abkürzungsverzeichnis

AV-Knoten	Atrioventrikularknoten
BKG	Ballistokardiographie bzw. Ballistokardiogramm
bpm	beats per minute (bei der Herzfrequenz) bzw. breath per minute (bei der Atemfrequenz)
CT	Computertomographie
EEG	Elektroenzephalographie
EKG	Elektrokardiographie bzw. Elektrokardiogramm
FIR	finite impulse response
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
IP	Impedanz-Pneumographie
kEKG	kapazitive Elektrokardiographie bzw. kapazitives Elektrokardiogramm
LED	Leuchtdiode (eng: light-emitting diode)
MRT	Magnetresonanztomographie
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
PKG	Phonokardiographie bzw. Phonokardiogramm
PPG	Photoplethysmographie bzw. Photoplethysmogramm
SDF	Sensordatenfusion





## V. Symbolverzeichnis

Symbol	Einheit	Beschreibung
$A_{+P}$	%	Mittelwert der Abweichungen der Fusion bezüglich der Ergebnisse des reinen kEKG für die positive Prädiktivität
$A_{Se}$	%	Mittelwert der Abweichungen der Fusion bezüglich der Ergebnisse des reinen kEKG für die Sensitivität
$BR$	bpm	Atemfrequenz
$FN$	dimensionslos	Anzahl der falsch negativen Trigger
$FP$	dimensionslos	Anzahl der falsch positiven Trigger
$HR$	bpm	Herzfrequenz
$H(t)$	dimensionslos	Heart-Beat-Score bei der Fusion nach Brüser
$+P$	%	positive Prädiktivität
$+P_{stör}$	%	positive Prädiktivität während eines Störmanövers
$\overline{+P_R}$	%	arithmetischer Mittelwert der positiven Prädiktivitäten für jeweils 15 s des Ruhesignals
$Q^i$	-	repräsentative Indikatorpaare bei der Fusion nach Brüser
$RR\_kEKG$	ms	Abstand zweier Trigger aus dem kEKG
$Se_{stör}$	%	Sensitivität während eines Störmanövers
$\overline{Se_R}$	%	arithmetischer Mittelwert der Sensitivitäten für jeweils 15 s des Ruhesignals
$Se$	%	Sensitivität
$TN$	dimensionslos	Anzahl der richtig negativen Trigger
$TP$	dimensionslos	Anzahl der richtig positiven Trigger
$T^i$	s	Zeitpunkt eines berechneten Triggers bei entsprechendem Referenzverfahren bei der Fusion nach Brüser
$Ver1$	dimensionslos	negatives Verhältnis der Anzahl der Werte in Klasse 1 zur Gesamtzahl der Messungen
$Ver3$	dimensionslos	Verhältnis der Anzahl der Werte in Klasse 3 zur Gesamtzahl der Messungen
$V$	ms	Versatz
$W^i$	dimensionslos	Wichtungsfaktor eines berechneten Triggers bei entsprechendem Referenzverfahren bei der Fusion nach Brüser
$a_i$	dimensionslos	Faktor bei der Bestimmung des adaptiven Schwellwertes
$deck\_RR$	%	Prozentsatz der mittleren RR-Intervalllänge zur Bestimmung akzeptabler Abweichungen

$deck_v$	%	Prozentsatz des mittleren Versatzes zwischen PPG und kEKG zur Bestimmung akzeptabler Abweichungen
$def_V$	ms	definierter Versatz zwischen kEKG und PPG
$g2$	%	Prozentsatz des mittleren RR-Intervalls zur Bestimmung des Erwartungsintervalls für das PPG bei fehlendem kEKG-Trigger
$g\_doppelTrig$	%	Prozentsatz der mittleren RR-Intervalllänge zur Bestimmung falsch positiver kEKG-Trigger bei mehreren Triggern in einem Erwartungsintervall
$gH$	dimensionslos	Grenze zur Festlegung endgültiger Trigger aus H(t)
$gP$	ms	Zeitspanne für die Aufstellung des Erwartungsintervalls für das PPG bei vorliegendem kEKG-Trigger
$g\_TrigEnde$	%	Prozentsatz der mittleren RR-Intervalllänge zur Bestimmung falsch positiver fusionierter Trigger
$g$	%	Prozentsatz des mittleren RR-Intervalls zur Bestimmung des Erwartungsintervalls für das kEKG
$kEKG\_ok$	dimensionslos	Variable für das Anzeigen eines akzeptierten kEKG-Triggers
$mittel$	ms	mittleres RR-Intervall aus den 9 vorangegangenen Intervallen
$q^i$	-	Indikatorpaare bei der Fusion nach Brüser
$s_{+P,R}$	%	Standardabweichung der positiven Prädiktivitäten für jeweils 15 s des Ruhesignals
$s_V$	ms	Standardabweichung des Versatzes
$s_{Se,R}$	%	Standardabweichung der Sensitivitäten für jeweils 15 s des Ruhesignals
$t^i$	s	Zeitpunkt eines einzelnen Triggers bei entsprechendem Detektionsverfahren bei der Fusion nach Brüser
$v\_mittel$	ms	mittlerer Versatz zwischen PPG und kEKG aus den 10 vorangegangenen Triggerpaaren
$v$	ms	Versatz des PPG zum kEKG
$\Delta$	dimensionslos	Summe der Änderung von Ver1 und Ver3 zwischen einem Manöver und der vorangegangenen Spontanatmung
$\sigma^2$	$bpm^2$	quadrierte Abweichung der gemessenen Atemfrequenz von der geschätzten
$\omega^i$	dimensionslos	Wichtungsfaktor eines einzelnen Triggers bei entsprechendem Detektionsverfahren bei der Fusion nach Brüser

# 1 Einleitung

## 1.1 Computertomographie des Herzens

Koronare Herzerkrankungen sind eine häufige Todesursache [69]. Als nichtinvasives Verfahren zur Untersuchung der Koronararterien bietet sich mittlerweile die **Computertomographie (CT)** des Herzens an [69]. Sie ermöglicht eine gute anatomische und morphologische Darstellung der Koronararterien [65] sowie eine dreidimensionale Darstellung des gesamten Koronarbaums. Zudem ist eine qualitative Beurteilung von Plaques<sup>1</sup> möglich [69].

Besonders wichtig für die **CT**-Bildgebung ist dabei die Vermeidung von Bewegungsartefakten. Dafür wird bei der Bildgebung des Herzens eine Synchronisation mit dem **Elektrokardiogramm (EKG)** des Patienten vorgenommen. Dadurch wird eine gemessen am Herzzyklus zeitlich invariante Bildgebung erreicht und Bewegungsartefakte minimiert. Für die Synchronisation stehen zwei unterschiedliche Aufnahmemöglichkeiten zur Verfügung: die prospektive Sequenzuntersuchung und die retrospektive Spiraluntersuchung [23, S. 4].

**Prospektive Sequenzuntersuchung:** Während der prospektiven Sequenzuntersuchung wird nur während einer einheitlichen Herzphase gescannt. Das Untersuchungsfenster wird durch einen festen Abstand zur R-Zacke im **EKG** festgelegt<sup>2</sup>. Zwischen den einzelnen Scanphasen wird der Tisch in axialer Richtung in die nächste Position gefahren. Das Verfahren wird deshalb auch als Step-and-shoot-Verfahren bezeichnet. Da eine gewisse Zeit für die Tischbewegung nötig ist, erfolgt die Aufnahme bei jedem zweiten Herzschlag [23, S. 5]. Der Vorteil dieser Methode liegt in der geringen dem Patienten applizierten Strahlendosis, da ausschließlich in der jeweils interessierenden Phase gescannt wird. Die Methode ist jedoch bezüglich ihrer maximal zulässigen Herzfrequenz eingeschränkt und stößt bei auftretenden Arrhythmien<sup>3</sup> wie beispielsweise Extrasystolen<sup>4</sup> an ihre Grenzen. Durch Fehltriggerungen bei Extrasystolen oder durch Fehler bei der automatischen Detektion der Herzschläge kommt es zu Treppenstufenartefakten (siehe Abb. 1.1) .

---

<sup>1</sup> Ablagerungen in den Gefäßen

<sup>2</sup> Zur Funktionsweise des Herzens und den Grundlagen zum Elektrokardiogramm sei auf die Kapitel 2.1.1 und 2.2.1.1 verwiesen.

<sup>3</sup> Als Arrhythmien (Herzrhythmusstörungen) bezeichnet man Abweichungen von der normalen Herzschlagfolge durch Störungen in der Erregungsbildung bzw. -leitung im Herz

<sup>4</sup> Extrasystolen sind Herzschläge außerhalb des normalen Sinusrhythmus des Herzens. Sie sind eine Form der Herzrhythmusstörungen.

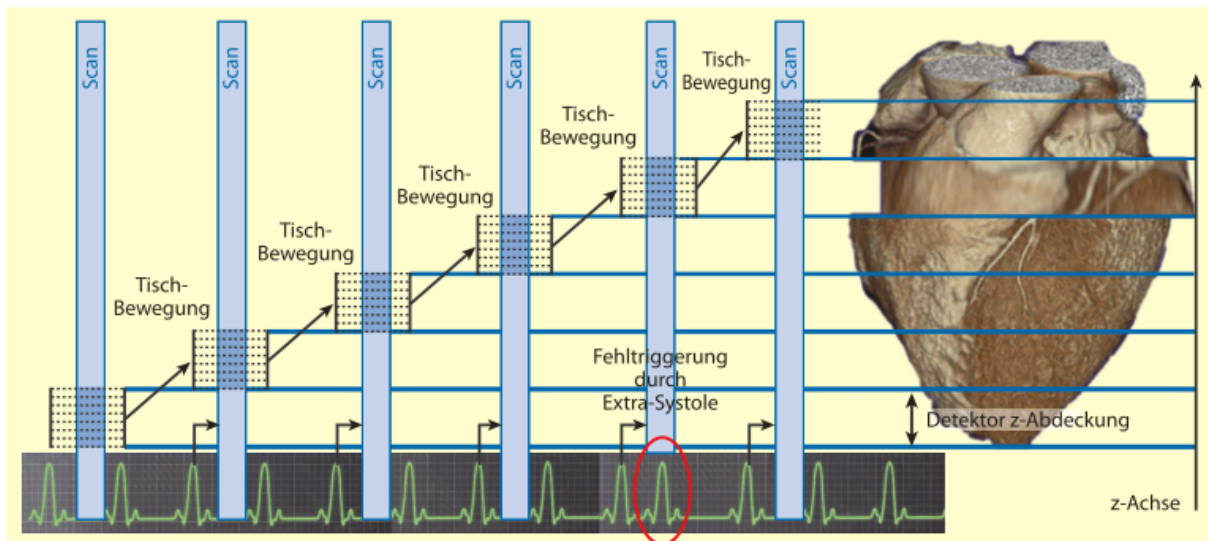


Abbildung 1.1: Durch Fehltriggerungen, hier ausgelöst durch eine Extrasystole, wird der Scan in einer anderen Herzphase durchgeführt. Dadurch entstehen im später rekonstruierten Bild Artefakte. [23, S. 6]

**Retrospektive Spiraluntersuchung:** Im Gegensatz zum Step-and-shoot-Verfahren wird bei der retrospektiven Untersuchung ein Spiralscan bei kontinuierlicher Tischbewegung durchgeführt. Die **EKG**-Aufnahme wird im Anschluss für die Bildrekonstruktion verwendet. Für eine optimale zeitliche Auflösung ist eine Anpassung des Tischvorschubs an die Herzfrequenz des Patienten nötig [23, S. 9]. Dieses Verfahren ist flexibler einsetzbar und ermöglicht zudem eine Bildrekonstruktion des Herzens in verschiedenen Herzphasen. Dadurch lassen sich unter anderem auch Rückschlüsse auf die Pumpleistung des Herzens ziehen. Die Strahlenbelastung für den Patienten ist höher als bei der prospektiven Methode. Dem wird teilweise mit einer Modulation des Röhrenstroms entgegengewirkt. Hier wird das **EKG** während der Aufnahme genutzt, um den Röhrenstrom außerhalb der definierten Herzphase zu drosseln und so die Dosis zu verringern.

## 1.2 Motivation und Ziel der Arbeit

Die synchronisierte CT-Aufnahme bietet vor allem den Vorteil der Vermeidung von Bewegungsartefakten sowie der Dosisverringerung für den Patienten. Für beide Methoden zur Herz-**CT**-Aufnahme ist eine zuverlässige Erkennung der Herzphase unerlässlich. Fehltrigger führen dabei vor allem bei der prospektiven Aufnahme zu Artefakten. Diese beeinträchtigen die genaue Beurteilung der Koronararterien beziehungsweise kann diese unmöglich machen.

Bis jetzt wird zur Triggerung standardmäßig das **EKG** mittels Klebeelektroden erfasst. Dazu ist eine Vorbereitung des Patienten nötig. Durch die Verwendung kontaktloser bzw. kontaktarmer

Verfahren zur Erfassung der Herzaktivität kann dieser Schritt entfallen. Dies ermöglicht einen effizienteren Arbeitsablauf, bietet zudem aber auch eine Erhöhung des Patientenkomforts. Bei einigen Patienten beispielsweise bei Intensivpatienten bei denen angeschlossene Monitoring-Geräte stören können oder Patienten mit Brustwunden bzw. frischen OP-Narben ist eine Anbringung von Klebeelektroden nicht möglich. Die Verwendung kontaktloser bzw. -armer Verfahren ermöglicht auch hier den Einsatz der CT-Synchronisation. Weiterhin könnte während anderer CT-Aufnahmen eine prophylaktische Überwachung des Patienten stattfinden.

Zur kontaktarmen Erfassung der Herzaktivität während einer CT-Aufnahme wurde unter Leitung von André Henning eine modifizierte schaumstoffbasierte CT-Tischauflage entwickelt. In diese sind Sensoren für fünf verschiedene kontaktarme Verfahren (siehe dazu Kap. 2.2 und Kap. 3.1.1) integriert. Dazu wurde ein Algorithmus zur Detektion der Herzschläge in den Signalen entwickelt.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist eine erste Charakterisierung der einzelnen Signale aller fünf Verfahren sowie des dazugehörigen Detektionsalgorithmus. Betrachtet wird dabei die Sensitivität, die positive Prädiktivität sowie der zeitliche Versatz, der beim Triggern mit den fünf Verfahren gegenüber der herkömmlichen EKG-Triggerung entsteht. Weiterhin soll untersucht werden, ob über eine Kombination unterschiedlicher Signale Vorteile wie eine höhere Zuverlässigkeit der Trigger erzielt werden können. Dazu werden zwei verschiedene Methoden zur Sensordatenfusion erarbeitet, implementiert und getestet. Die Ergebnisse der Fusion werden sowohl mit den Einzelverfahren als auch untereinander verglichen und die Algorithmen bezüglich ihrer Eignung für das synchronisierte CT betrachtet.

## 1.3 Konkretisierung der Aufgabenstellung

Um den zu entwickelnden Fusionsalgorithmus für das synchronisierte Herz-CT nutzen zu können müssen bestimmte Anforderungen an die Sensitivität  $Se$ , die positive Prädiktivität  $+P$ , den zeitlichen Versatz  $V$  sowie dessen Standardabweichung  $s_V$  erfüllt sein (siehe Tab. 1.1)<sup>5</sup>. Zudem muss die Online-Fähigkeit<sup>6</sup> innerhalb dieser Grenzen gewährleistet sein.

Der Triggeralgorithmus muss im Mittel sowohl für die Sensitivität als auch für die positive Prädiktivität mindestens 95 % aufweisen. Um die Triggerung für die detaillierte Diagnostik mit

<sup>5</sup> Für die verwendete Definition dieser Begriffe sei auf Kapitel 3.2.2 verwiesen. Die Sensitivität gibt an, wieviele Herzschläge durch den Algorithmus erkannt wurden. Die positive Prädiktivität ist ein Maß für die Anzahl der richtig gesetzten Trigger. Als Versatz wird der zeitliche Abstand zwischen einem richtigen Trigger und der zugehörigen R-Zacke im EKG bezeichnet

<sup>6</sup> Online-Fähigkeit beschreibt dabei das Vermögen des Algorithmus, neue einfließende Daten innerhalb einer festen Versatzzeit zu verarbeiten.

den jetzigen Steuerskripten von Siemens-Computertomographen nutzen zu können, darf ein Versatz von  $50 \text{ ms} \pm 10 \text{ ms}$  nicht überschritten werden.

Bei der Verwendung von Signalen, welche auf der mechanischen Herzaktivität beruhen, ist jedoch mit einem höheren Versatz zu rechnen. Aufgrund dessen wurden großzügigere Anforderungen mit einem Versatz von 200 ms mit einer Standardabweichung von 20 ms zugelassen. Diese könnten bei ersten Übersichtsaufnahmen für das Breitbandscreening<sup>7</sup> genutzt werden. Zudem ist eine Anpassung der Systemarchitektur für spezielle Aufnahmen auch mit diesem höheren Versatz denkbar.

Tabelle 1.1: Von der Firma Siemens geforderte Ansprüche an Triggeralgorithmus

Einsatz	$Se$	$+P$	$V$ in ms	$s_V$ in ms
(1) für detaillierte Diagnostik	95 %	95 %	50	10
(2) für Breitbandscreening			200	20

<sup>7</sup> Bei unklaren Gründen für Beschwerden können diese Aufnahmen genutzt werden, um mögliche Ursachen auszuschließen oder einzugrenzen, um anschließend detailliertere Untersuchungen durchführen zu können.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Anatomie und Physiologie des Herzens

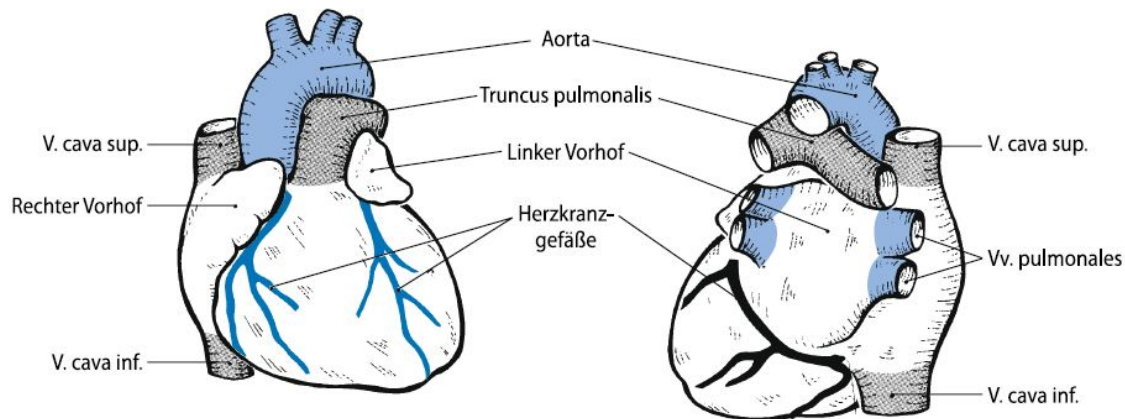
#### 2.1.1 Anatomie

Das Herz ist ein muskuläres Hohlorgan mit einem durchschnittlichen Gewicht von 250 g bis 300 g [5, S. 137]. Das Herz teilt sich anatomisch und funktionell gesehen in das „rechte“ Herz, welches das sauerstoffarme Blut aus dem Körperkreislauf in den Lungenkreislauf pumpt, und das „linke“ Herz, welches das sauerstoffreiche Blut befördert. Die beiden Herzseiten sind durch die Herzscheidewand voneinander getrennt. Sowohl das „linke“ als auch das „rechte“ Herz sind in Vorhof (Atrium) und Herzkammer (Ventrikel) geteilt (siehe Abb. 2.1 (a)). Zwischen Vorhof und Kammer befindet sich jeweils eine Segelklappe (siehe Abb. 2.1 (b)), welche in der sogenannten Ventilebene liegen [5, S. 139]. Die Segelklappe zwischen rechtem Vorhof und rechter Herzkammer besteht aus drei Segeln und wird deshalb Trikuspidalklappe genannt. Die Segelklappe der linken Seite ist aus nur zwei Segeln geformt und heißt Bikuspidal- oder Mitralklappe.

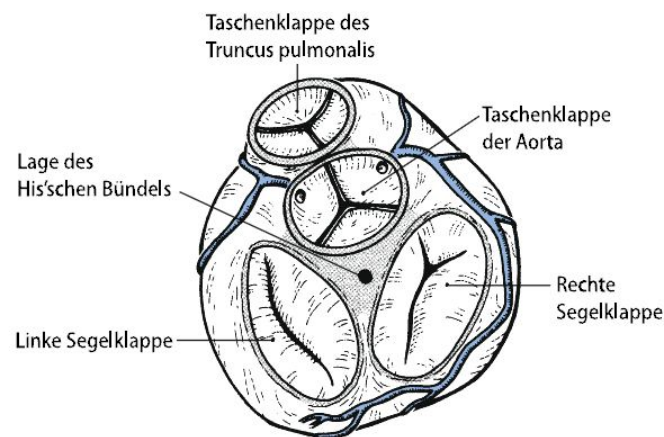
Das sauerstoffarme Blut aus dem Körper fließt über die Hohlvenen (Vv. cavae superior und inferior) in den rechten Vorhof und weiter in die rechte Herzkammer. Von dort wird es durch den Truncus pulmonalis, welcher sich in die beiden Lungenarterien aufspaltet, in die Lungenflügel befördert und dort mit Sauerstoff angereichert. Es fließt aus beiden Lungenflügeln jeweils über zwei Venae pulmonales zurück zum linken Vorhof des Herzens. Über die linke Herzkammer und die Aorta strömt das sauerstoffreiche Blut in den Körperkreislauf. Zwischen den Herzkammern und den dort ansetzenden großen Gefäßen befinden sich Taschenklappen. Die Pulmonalklappe sitzt zwischen der rechten Herzkammer und dem Truncus pulmonalis und die Aortenklappe zwischen der linken Herzkammer und der Aorta [5, S. 138].

#### 2.1.2 Erregungsentstehung und -leitung

„Das Herzmuskelgewebe (Myokard) besteht aus netzartig verzweigten Einzelzellen, die in [sogenannten] Disci intercalares fest miteinander verbunden sind“ [5, S. 140]. Durch die Verbindung ist die Übertragung elektrischer Reize über Muskelzüge möglich. In Ruhe besitzen die Herzmuskelzellen ein Ruhepotential von ca. -90 mV [67, S. 518]. Die Erregungsbildung bzw. -weiterleitung erfolgt durch das Auslösen von Aktionspotentialen der Zellen, wobei das Membranpotential kurzfristig auf +20 mV steigt. In der Repolarisationsphase sinkt das Membranpotential zuerst für einen gewissen Zeitraum (Plateauphase) auf ca. 0 mV um anschließend



(a) Lage der Vorhöfe, der Kammern sowie der großen Gefäße in frontaler (links) und dorsaler Ansicht (rechts)



(b) Herzbasis mit Darstellung der vier Herzklappen

Abbildung 2.1: Anatomie des Herzens [5, S. 138f]

auf das Ruhepotential abzufallen. Während der Repolarisationsphase ist die Herzmuskelzelle erst nicht und zum Ende hin schwer erneut erregbar [67, S. 519]. Die Länge der Repolarisationsphase, auch Refraktärzeit genannt, ist von der speziellen Herzmuskelzelle abhängig. Die Herzmuskelzellen der Vorhöfe besitzen beispielsweise Refraktärzeiten von 200 ms, die der Herzmuskelzellen in den Kammern 300 ms [67, S. 525].

Die elektrische Erregung des Herzens wird im Herz selbst durch spezielle Muskelzellen erzeugt und weitergeleitet [67, S. 522]. Das Erregungsbildungs- und -leitungssystem ist in Abb. 2.2 dargestellt.

Die Erregung wird zuerst im Sinusknoten erzeugt. Dieses spezielle Muskelzellengeflecht befindet sich an der Innenseite der hinteren Wand des rechten Vorhofes an der Mündung



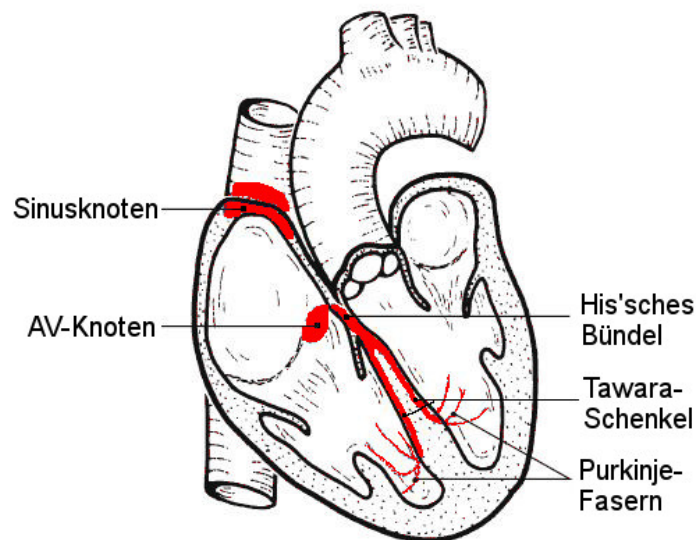


Abbildung 2.2: Erregungsleitungssystem des Herzens (modifiziert nach [5, S. 142])

des rechten Vorhofes [5, S. 141]. Die Erregung wird dann über die Vorhofmuskulatur zum **Atrioventrikularknoten (AV-Knoten)** weitergeleitet. Diese Weiterleitung dauert beim gesunden Menschen ca. 60 ms [67, S. 525]. Durch die größere Entfernung des linken Vorhofes zum Sinusknoten wird dieser zwischen 20 und 40 ms später depolarisiert als der rechte Vorhof [26, S. 8]. Die Weiterleitung der Erregung durch den AV-Knoten dauert wiederum ungefähr 60 ms. Der AV-Knoten stellt ein Verzögerungsglied dar, damit die Kontraktion der Vorhöfe beendet werden kann, bis die Kammer kontrahiert [67, S. 525]. Die Ventilebene wirkt mit ihrer bindegewebigen Struktur als Isolator [67, S. 522]. Das His'sche Bündel, welches am AV-Knoten entspringt, durchbricht diese Ebene. Es teilt sich in die Tawara-Schenkel für die beiden Herzkammern, welche sich wiederum in die Purkinje-Fasern aufspalten. Diese leiten die elektrische Erregung verteilt auf die Innenschicht des Ventrikulärmuskels. Die Erregung erreicht die Muskelzellen ca. 20 ms nach Erregung des AV-Knotens. In der Kammer breitet sich die Erregung dann in ca. 60 ms über die normalen Arbeitsmuskelzellen aus [67, S. 525]. Über einen elektromechanischen Kopplungsmechanismus löst die elektrische Erregung die Kontraktion der Herzmuskelzellen aus [26, S. 6].

Der Haupttaktgeber für das Herz ist der Sinusknoten. Aber auch **AV-Knoten** und His'sches Bündel können Erregungen auslösen. Sie werden jedoch beim gesunden Herzen durch die Erregungsfrequenz des Sinusknotens überlagert und treten erst bei pathologischen Befunden deutlich hervor [67, S. 524]. Die verschiedenen Erregungsbildungsfrequenzen [67, S. 524f] sind in Tab. 2.1 aufgelistet. Die beschriebenen Herzfrequenzen gelten nur für den Ruhezustand. Durch körperliche Belastung und dem damit verbundenen erhöhten Energiebedarf<sup>8</sup> wird das

<sup>8</sup> Durch den erhöhten Energiebedarf steigt die benötigte Menge an Sauerstoff. Dieser wird durch eine erhöhte Atemfrequenz sowie eine verstärkte Blutzufuhr bereitgestellt. Zudem wird vermehrt Kohlenstoffdioxid erzeugt, welches durch die gleichen Mechanismen schneller abtransportiert wird.

Herzminutenvolumen<sup>9</sup> durch den Sympathicus-Nerv des vegetativen Nervensystems erhöht [5, S. 142]. Die Herzfrequenz kann bei starker Belastung auf über 200 Schläge pro Minute steigen. Eine Erhöhung der Herzfrequenz kann auch pathologische Ursachen haben.

Tabelle 2.1: Erregungsbildungsfrequenzen der verschiedenen Erregungszentren des Herzens (Werte entnommen aus [67, S. 524])

Erregungszentrum	Eigenfrequenz in Erregungen/min	Rhythmus
Sinusknoten	60-80	Sinusrhythmus
AV-Knoten	40-50	AV-Rhythmus
His'sches Bündel	30-40	Kammerrhythmus

### 2.1.3 Herzmechanik

Die Herzarbeit besteht aus einer „rhythmischen Abfolge von Anspannung und Entspannung des Myokard“ [5, S. 140]. „Rechtes und linkes Herz arbeiten [dabei] synchron“ [5, S. 140]. Es werden folgende Phasen unterschieden [5, S. 140f], [67, S. 541]:

- Systole
  - Anspannungsphase
  - Austreibungsphase
- Diastole
  - Entspannungsphase
  - Füllungsphase

Während der Anspannungsphase spannt sich der Herzmuskel der Herzkammern an. Da alle Herzklappen noch geschlossen sind, bleibt das Volumen der Herzkammer konstant. Übersteigt der Druck in der Herzkammer den Druck in den Arterien, beginnt die Austreibungsphase. Die Taschenklappen werden geöffnet und die Muskulatur verkürzt sich. Die Ventilebene verschiebt sich dabei in Richtung Herzspitze. Die Herzbasis verdreht sich leicht gegen die Herzspitze [67, S. 540]. Es erfolgt der Blutauswurf in die Arterienstämme unter weiterem Druckanstieg. Sinkt der Kammerdruck wieder unter den Arteriendruck und versiegt der Ausstrom des Blutes [67, S. 541], schließen die Taschenklappen durch den Druck des darauf lastenden Blutes in den Arterien [5, S. 141]. Gleichzeitig werden durch das Verschieben der Ventilebene die Vorhöfe gedehnt und es strömt Blut aus den Venen in die Vorhöfe.

In der Entspannungsphase erschlafft die Herzkammermuskulatur bei konstantem Volumen. Wenn der Kammerdruck unter den Druck der Vorhöfe fällt, öffnen sich die Segelklappen und Blut strömt aus dem Vorhof in die Kammer ein. Dieser Vorgang wird durch die Rückbewegung

<sup>9</sup> Das Herzminutenvolumen ist das Produkt aus Schlagfrequenz und Schlagvolumen, dem Blutvolumen, welches pro Herzschlag in den Körper gepumpt wird.

der Ventilebene [5, S. 141] sowie die Rückstellkräfte der Torsion [67, S. 541] unterstützt. Am Ende der Füllungsphase kontrahieren die Vorhöfe und führen zu einer weiteren Füllung der Kammern [67, S. 541].

In Ruhe ist die Diastole etwa doppelt so lang wie die Systole. Bei hohen Herzfrequenzen sind Diastole und Systole in etwa gleichlang. Der Herzzyklus ist am Beispiel des linken Herzens in Abb. 2.3 anhand der Drücke in Vorhof, Kammer und Aorta sowie dem Volumen der linken Herzkammer dargestellt.

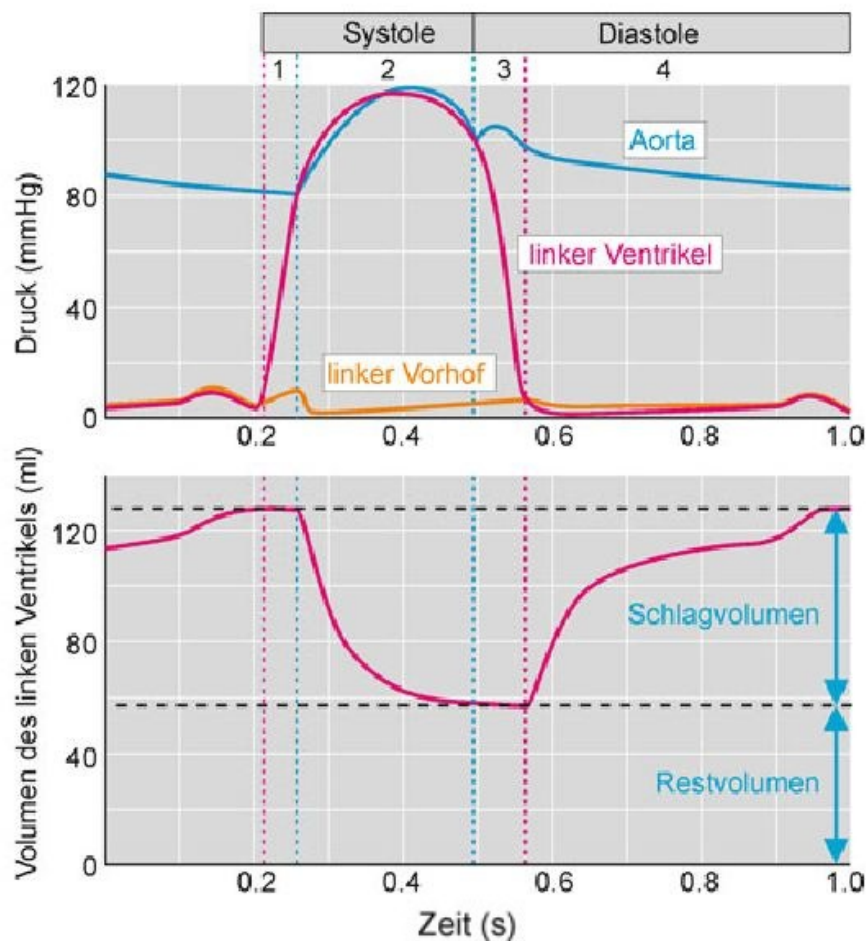


Abbildung 2.3: Darstellung des Drucks in der Aorta, sowie dem linken Vorhof und der linken Herzkammer während des Herzzyklus (oben). Ebenfalls dargestellt ist das Schlagvolumen der linken Herzkammer (unten). Die rot gepunktete Linie markiert dabei das Schließen und Öffnen der Segelklappen, die blaue die Aktionen der Taschenklappen [67, S. 541]

Der Herzzyklus führt zu einem diskontinuierlichen Blutausswurf. Der kontinuierliche Blutstrom im Körper entsteht durch die sogenannte Windkesselfunktion der herznahen elastischen Arterien, insbesondere der Aorta. Bei Blutausswurf in der Austreibungsphase weiten sich diese Gefäße. Während der Diastole sinkt der Druck in den Arterien und die elastischen Rückstellkräfte der Gefäßwände befördern das Blut weiter [5, S. 140f].

## 2.2 Aufnahmemöglichkeiten der Herzaktivität

### 2.2.1 Elektrokardiographie

#### 2.2.1.1 Grundlagen

Die Elektrokardiographie ist ein Verfahren zur Aufzeichnung des „zeitlichen und örtlichen Verlauf[s] der elektrischen Erregungsvorgänge [...] am Herzmuskel“ [48, S. 113]. Die elektrischen Felder werden dabei meistens an der Körperoberfläche gemessen. Der typische Verlauf des **EKGs** zeigt ein Muster aus Wellen, Zacken und Strecken (siehe Abb. 2.4).

Die P-Welle entsteht durch die Erregung der Vorhöfe. Nach vollständiger Erregung der Vorhöfe wird die Erregung über den **AV-Knoten** und das His'sche Bündel weitergeleitet. Dieser Vorgang wird im **EKG** durch die PQ-Strecke repräsentiert. Der QRS-Komplex tritt während der Erregung der Herzkammern auf. Die Rückbildung der Erregung wird in der T-Welle sichtbar. Die teilweise auftretende U-Welle wird der späten Repolarisation der Purkinje-Fasern zugeschrieben [67, S. 532].

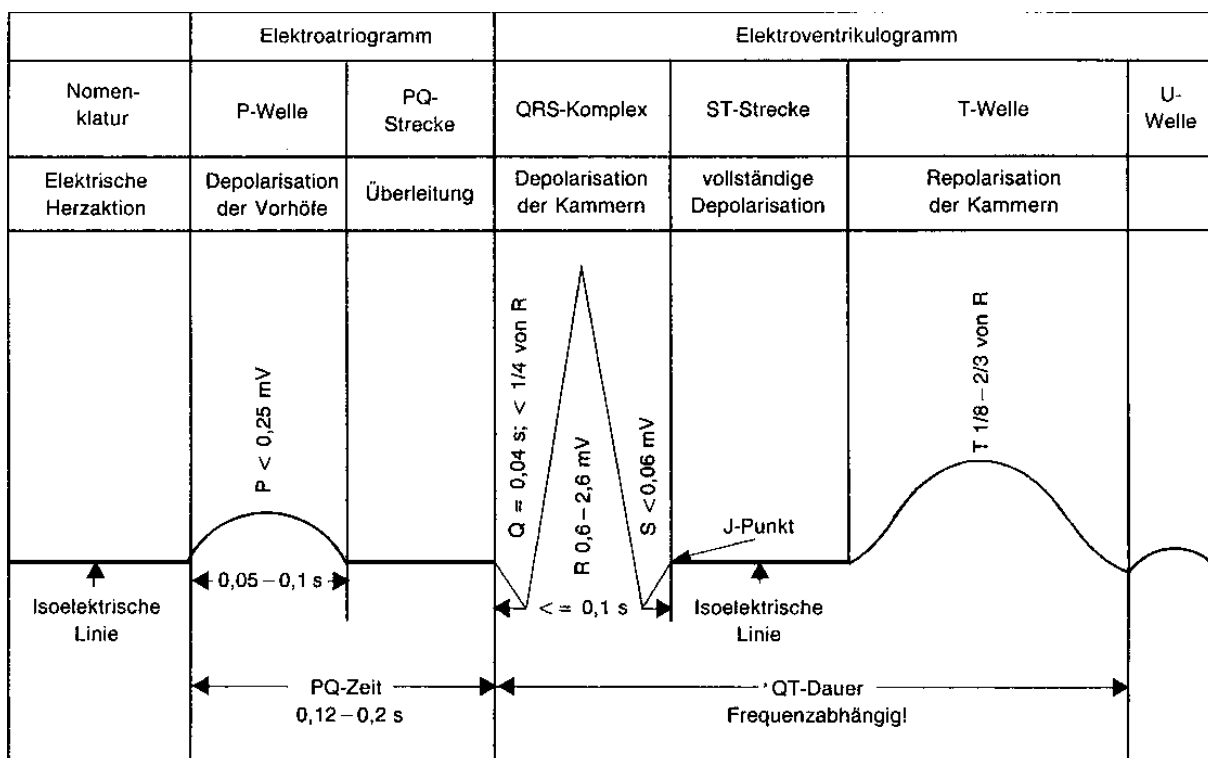


Abbildung 2.4: Idealisiertes Elektrokardiogramm [48, S. 114]

### 2.2.1.2 Konventionelle Elektrokardiographie

Standardmäßig werden für die Elektrokardiographie Elektroden an definierten Punkten der Körperoberfläche angebracht, um einen galvanischen Hautkontakt herzustellen. Die Elektroden bestehen meist aus Silber/Silberchlorid, da diese Kombination „unpolarisierbar“ ist und so Störungen durch die Polarisation der Elektroden vermieden werden [48, S. 116]. Oft wird ein Elektrodengel verwendet, um den Übergangswiderstand zwischen Elektroden und Haut zu verringern. Das EKG-System beinhaltet einen rauscharmen Differenzverstärker, welcher die Spannungsdifferenz am gemeinsamen Pol aufnimmt [48, S. 113].

Je nach Anbringung und Verschaltung der Elektroden werden verschiedene Ableitungen unterschieden. Als Standardableitungen gelten dabei die drei bipolaren Extremitätenableitungen nach Einthoven, die drei unipolaren Extremitätenableitungen nach Goldberger sowie die sechs unipolaren Brustwandableitungen nach Wilson [48, S. 118]. Da für diese Arbeit insbesondere die Ableitungen nach Einthoven Bedeutung besitzen, wird im Folgenden nur auf diese Ableitungsklasse eingegangen. Die Ableitungsorte sowie deren Verschaltung sind in Abb. 2.5 dargestellt. Alternativ können die Elektroden an Schultern und Unterbauch angebracht werden, wodurch unter anderem Störungen durch Bewegungsartefakte verringert werden [35, S. 15].

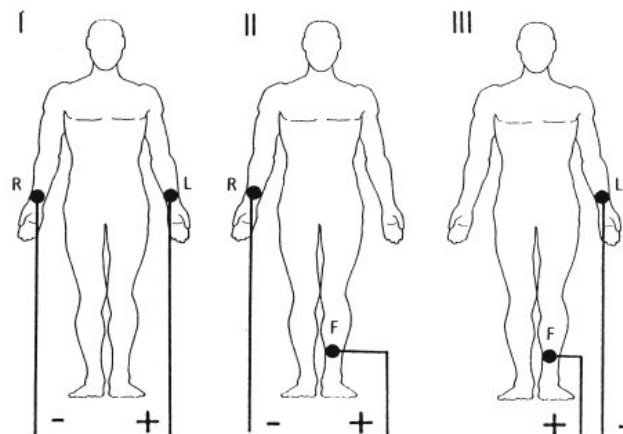


Abbildung 2.5: Ableitungsorte und Verschaltung für die drei Ableitungen nach Einthoven [48, S. 118f]

### 2.2.1.3 Kapazitive Elektrokardiographie

Beim kapazitiven Elektrokardiogramm (**kEKG**) werden spezielle Elektroden verwendet, welche keinen galvanischen Hautkontakt zum Patienten haben. Stattdessen wird ein Isolator zwischen Elektrode und Haut gebracht. Das elektrische Feld an der Körperoberfläche, welches durch die elektrische Herzaktivität entsteht, koppelt kapazitiv in die Elektroden ein und wird über Verschiebungsströme in den Elektroden gemessen [35, S. 30]. Der grundlegende Aufbau einer

kapazitiven Elektrode ist in Abb. 2.6 schematisch dargestellt. Die Koppelkapazität ist dabei von der Art und der Dicke des Dielektrikums abhängig. Bei direktem Hautkontakt liegt eine starke Kopplung vor. Bei schwacher Kopplung ist die Elektrode über weitere Dielektrika wie Luft oder Kleidung vom Patienten getrennt. Vor allem für Systeme mit schwacher Kopplung werden aufgrund der sehr kleinen Koppelkapazitäten hohe Anforderungen an die sich anschließenden Verstärkersysteme wie beispielsweise sehr hohe Eingangsimpedanzen gestellt [35, S. 33].

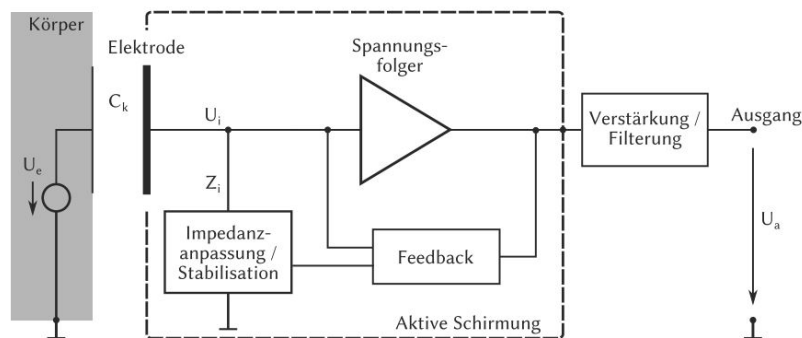


Abbildung 2.6: Schematischer Aufbau einer kapazitiven Elektrode für die kapazitive Elektrokardiographie [35, S. 32]

Das **kEKG** bietet im Gegensatz zu herkömmlichen galvanischen Elektroden den Vorteil, dass der Patient nicht mehr mechanisch mit dem System verbunden ist. Eine Messung durch Textilien ist möglich. Von Interesse ist dies beispielsweise bei Verbrennungsoptern und Neugeborenen, bei denen Klebeelektroden nicht angewendet werden können [35]. Daneben bietet sich der Vorteil, dass die aufwändige Vorbereitung des Patienten zum Anlegen der Elektroden entfällt, was unter anderem in der Notfallmedizin von Bedeutung ist [57]. Die kapazitive Elektrokardiographie ist für das mobile Monitoring gut geeignet. Kapazitive Elektroden bieten die Möglichkeit, in Textilien oder andere Alltagsgegenstände integriert zu werden. Beispielsweise wurden kapazitive Elektroden in einen Flugzeugsitz [70], einen Autositz [35] und einen Bürostuhl [3] eingebaut. Die medizinische Überwachung des Herzens wird so für den Patienten so angenehm wie möglich gestaltet [57].

## 2.2.2 Phonokardiographie

Die Phonokardiographie bezeichnet die Aufnahme der Schallerscheinungen am Herzen. Die Aufnahme kann beispielsweise mit einem elektronischen Stethoskop [21] oder mittels eines Herzschrallmikrophons erfolgen. Das Signal, das **Phonokardiogramm (PKG)**, kann anschließend über wählbare Bandpassfilter beeinflusst werden [61, S. 128].

Bei den aufgenommenen akustischen Signalen wird zwischen Herztönen und Herzgeräuschen

unterschieden. Die Herztöne entstehen unter anderem durch die abrupte Änderung der Strömungsgeschwindigkeit des Blutes, wodurch Teile des Klappenapparates und die großen elastischen Gefäßstämme in Schwingungen versetzt werden [21, S. 148]. Der erste Herzton entsteht durch das Schließen der Mitralklappe und der Trikuspidalklappe [21, S. 148] sowie die isovolumetrische Kontraktion der Herzkammerwand [67, S. 560]. Der zweite Herzton tritt zu Beginn der Entspannungsphase durch das Schließen der Taschenklappen auf [67, S. 561]. Durch das Einströmen des Blutes in die Vorhöfe ist bei gesunden Kindern und Jugendlichen ein dritter Herzton wahrnehmbar. Tritt dieser bei Erwachsenen auf, ist dies ein Anzeichen für eine Herzinsuffizienz [67, S. 561]. Ein vierter Herzton entsteht durch die Kontraktion der Vorhöfe. Er tritt kurz vor dem ersten Herzton auf. Wahrnehmbare S4-Töne lassen wiederum auf verschiedene Erkrankungen des Herzens schließen [25, S. 13]. Das Auftreten der ersten beiden Herztöne ist in Abb. 2.7 veranschaulicht. Die Ausprägung der Herztöne ist durch die Schallausbreitung im Körper auch stark vom Aufnahmeort abhängig [25, S. 7f], [10].

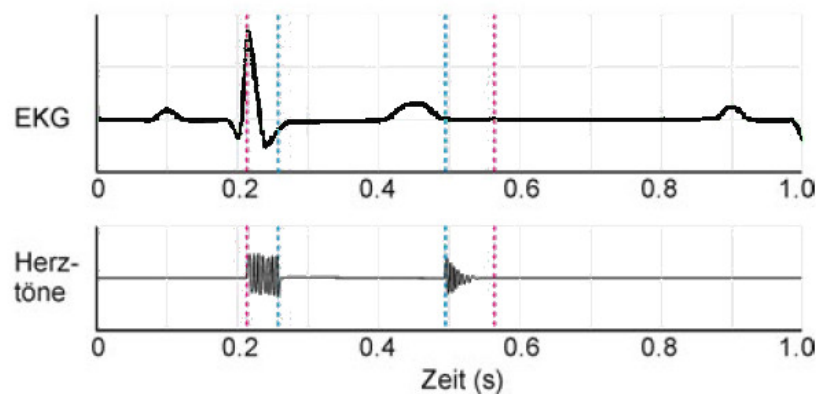


Abbildung 2.7: Darstellung der Herztöne sowie ihr Verhältnis zum EKG. Die blau gepunkteten Linien kennzeichnen das Öffnen und Schließen der Taschenklappen, die rot gepunkteten die Aktionen der Segelklappen. Der Herzton bei 0,2 s entspricht S1, der bei 0,5 s S2. (modifiziert nach [67, S. 541])

Als Herzgeräusche bezeichnet man meist relativ leise, hochfrequente Schallsignale zwischen den Herztönen. Sie entstehen durch turbulente Strömungen und weisen auf eine Herzklappeninsuffizienz oder eine Stenose der Herzklappen beziehungsweise der großen Arterien hin [67, S. 561], [61].

Weiterhin können Störgeräusche unter anderem durch Bewegung des Patienten, die Atmung, Geräusche des Magen-Darm-Traktes oder Umgebungsgeräusche verursacht werden [36, S. 26], [25, S. 4].



### 2.2.3 Ballistokardiographie

Die Ballistokardiographie nimmt die mechanische Aktivität des Herzens über die dadurch entstehenden Körpervibrationen auf [9]. Die gemessenen Kräfte entstehen dabei durch die Herzbewegung sowie die Bewegung des Blutes in den großen Arterien und in der Peripherie [42]. Die Atmung, Muskelbewegungen und andere Interferenzen können das **Ballistokardiographie** bzw. **Ballistokardiogramm (BKG)** stören [42].

Bei der Aufnahme des **BKG** werden drei Aufnahmerrichtungen unterschieden [66]:

- transversal: Seite - Seite (x-Richtung)
- longitudinal: Kopf - Füße (y-Richtung)
- dorso-ventral: Brust - Rücken (z-Richtung)

Die ersten **BKG** wurden in liegender Position aufgenommen, wobei die Bewegung in longitudinaler Richtung erfasst wurde. Dabei lagen die Patienten auf einer beweglich gelagerten Unterlage, deren Bewegung erfasst wurde. Inzwischen gibt es **BKG-Aufnahmen** in liegender, stehender oder sitzender Position, wobei die Druckänderung an der Körperoberfläche gemessen wird [42].

Die Wellen des **BKG-Signals** werden mit den Buchstaben H bis N benannt, wobei die H-Welle die Welle direkt nach Auftreten des QRS-Komplexes ist [52]. Ein typisches Signal ist in Abbildung 2.8 dargestellt.

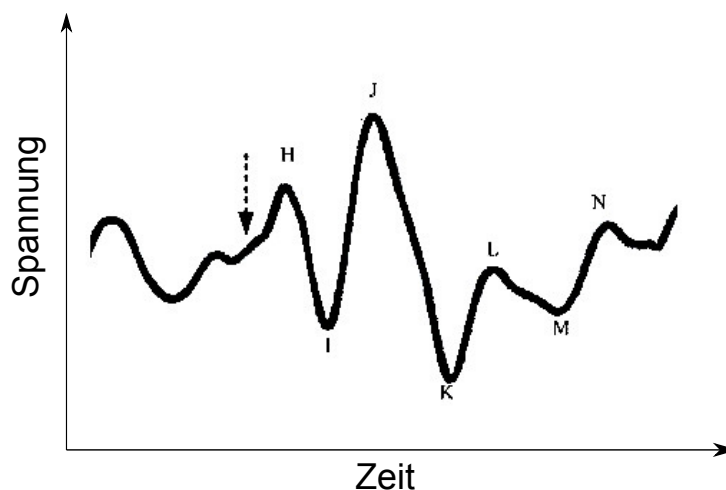


Abbildung 2.8: Ein Ballistokardiogramm, aufgenommen in sitzender Position, mit Benennung der einzelnen Wellen. Der Pfeil markiert das Auftreten der R-Zacke im EKG. (modifiziert nach [52])

Die Wellen H, I, J und K werden der Systole, die Wellen L, M und N der Diastole zugeordnet [66]. Das Erscheinen der Wellen und die genauen Zeitpunkte sind dabei stark von der Aufnahmeart



abhängig. Teilweise treten neben den oben bezeichneten Wellen weitere Wellen auf [66]. Zudem gibt es signifikante Variationen der Morphologie zwischen verschiedenen gesunden Personen [40].

Das BKG kann über verschiedene Sensoren aufgenommen werden, unter anderem:

- einzelne piezoelektrische Sensoren [52]
- Dehnmessstreifen [9]
- spezielle elektromechanische Filmsensoren aus Polypropylen [42, 46]
- Beschleunigungssensor [75]

Die entsprechenden Sensoren wurden in verschiedene Alltagsgegenstände wie ein Bett [9], einen Stuhl [42] oder eine Waage [40] integriert. Auch eine tragbare Lösung in einem modifizierten Gehäuse eines Hörgerätes wurde entwickelt [31].

## 2.2.4 Photoplethysmographie

Die Photoplethysmographie ist ein nichtinvasives Verfahren zur Aufnahme der Pulskurve. Das Grundprinzip basiert auf der Abhängigkeit der Reflexions- und Transmissionseigenschaften des Gewebes vom Blutvolumen [32], welches sich mit dem Herzschlag ändert [39].

Ein Sensor für die Photoplethysmographie besteht grundlegend aus einer Lichtquelle, zur Bestrahlung des Gewebes, und einem Photodetektor. Meistens werden **Leuchtdioden (LEDs)** als Lichtquelle eingesetzt, da diese nur ein schmalbandiges Emissionsspektrum besitzen [4]. Je nach Positionierung des Photodetektors kann die transmittierte oder die reflektierte Strahlung des eingestrahnten Lichtes gemessen werden. Für die Messung in Transmission wird meist rotes oder nahinfrarotes Licht eingesetzt, da dieses kaum von Wasser absorbiert wird und so höhere Eindringtiefen im Gewebe erreicht werden können. Da die Eindringtiefe dennoch gering ist<sup>10</sup>, bleibt die transmissive Photoplethysmographie auf wenige Körperbereiche wie Finger oder Ohr läppchen beschränkt [4]. Die Messung des reflektierten bzw. rückgestreuten Lichts kann prinzipiell an den meisten Körperstellen durchgeführt werden. In dieser Betriebsart können auch andere Wellenlängen genutzt werden, da geringere Eindringtiefen unproblematischer sind. Wellenlängen im grünen bis gelben Bereich ergeben in Reflexion bessere Ergebnisse, da diese im Gewebe stärker rückgestreut werden [39].

Eine mögliche Detektion der Strahlung erfolgt durch Photodetektoren, die ihre elektrische Leitfähigkeit in Abhängigkeit der Lichtintensität ändern. Über einen Transimpedanzverstärker sowie eine entsprechende Filterung und Verstärkung kann daraus ein zeitveränderliches

---

<sup>10</sup> Die Eindringtiefe ist von der gewählten Wellenlänge abhängig. Für die Messung in Transmission sollte die Probe ein Volumen von ca.  $1\text{ cm}^3$  nicht überschreiten [4].

Spannungssignal, das **Photoplethysmographie** bzw. **Photoplethysmogramm (PPG)**, erzeugt werden [32, S. 72]. Dieses Signal beinhaltet drei Komponenten [4, 39], welche in Abb. 2.9 hervorgehoben sind:

- eine statische Komponente (DC-Komponente)
- eine zeitveränderliche Komponente mit geringer Frequenz, welche durch Driften der Grundlinie entsteht ( $AC_{Low}$ -Komponente)
- eine hochfrequente bzw. pulsatile Komponente, die aus dem sich ändernden Blutvolumen resultiert ( $AC_{high}$ -Komponente)

Aus der  $AC_{High}$ -Komponente kann unter anderem die Herzfrequenz ermittelt werden [4].

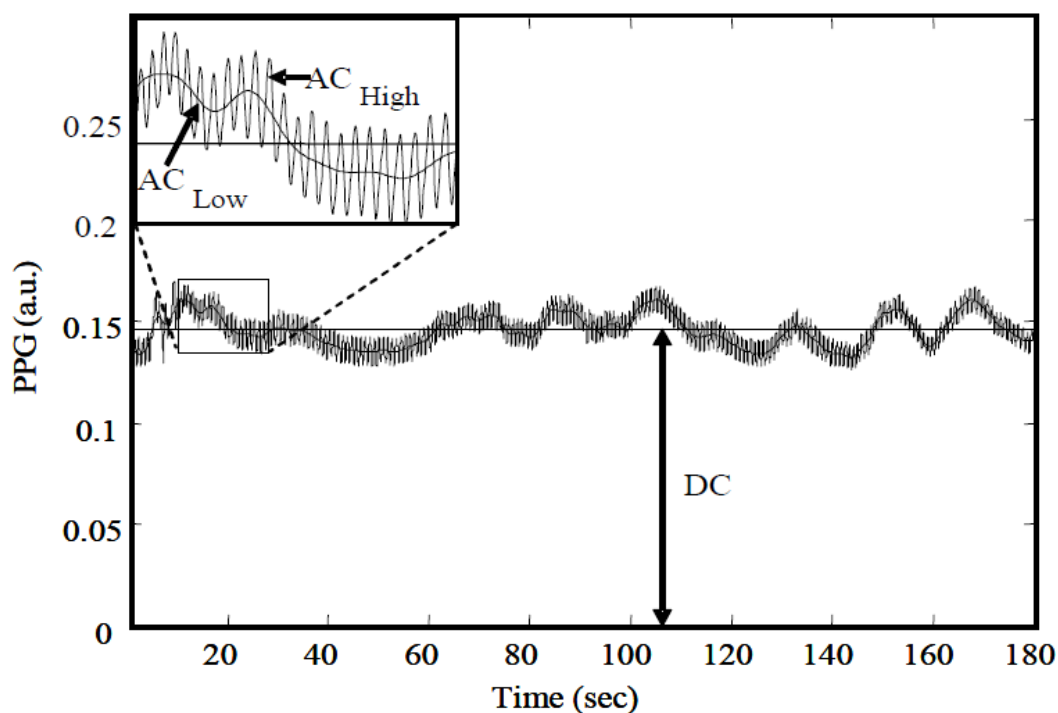


Abbildung 2.9: Komponenten eines typischen Photoplethysmogramms [39]

Das **PPG-Signal** enthält neben der Herzfrequenz weitere Informationen, beispielsweise über den Blutdruck, die Atmung oder das Herzzeitvolumen. Wird sowohl rotes als auch nahinfrarotes Licht eingesetzt, kann die Sauerstoffsättigung des Blutes bestimmt werden, da sich das Absorptionsverhalten bei diesen Wellenlängen zwischen oxygeniertem und nicht oxygeniertem Hämoglobin unterscheidet. Zudem können über verschiedene Verfahren Aussagen über die Erkrankung von Gefäßen getroffen werden [4].

## 2.2.5 Doppler-Radar

Das Continuous-Wave-Radarverfahren kann zur Ermittlung der Herz- und Atemfrequenz eingesetzt werden. Das Messprinzip beruht auf dem Doppler-Effekt. Die Sendeantenne sendet ein kontinuierliches, unmoduliertes Signal aus. Dieses wird an einem Objekt reflektiert. Das reflektierte Signal wird von der Empfangsantenne aufgenommen. Über einen Mischer wird das reflektierte Signal einmal direkt mit dem ausgesendeten Signal gemischt und als In-Phase Signal (kurz: I-Kanal) ausgegeben. Die Frequenz dieses Signals entspricht dabei der Frequenzverschiebung aus Sende- und Empfangsfrequenz. Es erfolgt zudem eine Mischung des Empfangssignals mit dem um  $90^\circ$  phasenverschobenen Referenzsignal, welche als Quadratur-Signal (kurz: Q-Kanal) bezeichnet wird [36, S. 12]. Aus diesen beiden Kanälen kann anschließend die Phase sowie die Amplitude des Radarsignals berechnet werden, wobei folgende Zusammenhänge gelten (modifiziert nach [36, S. 13]):

$$Amplitude(t) = \sqrt{(I - Signal(t))^2 + (Q - Signal(t))^2} \quad (2.1)$$

$$Phase(t) = \arctan\left(\frac{Q - Signal(t)}{I - Signal(t)}\right) \quad (2.2)$$

Bei periodischen Bewegungen ergibt sich zwischen gesendetem und empfangenem Signal eine Phasenverschiebung  $\Theta(t)$ . Diese ist abhängig von der Wellenlänge  $\lambda$  des gesendeten Signals und der Bewegung  $x(t)$  der reflektierenden Grenzfläche. Für das Fernfeld<sup>11</sup> gilt folgender Zusammenhang<sup>12</sup> [16, S. 29]:

$$\Theta(t) = \frac{4\pi x(t)}{\lambda} \quad (2.3)$$

Damit kann die Bewegung des Brustkorbes ermittelt werden (siehe Abb. 2.10). Sowohl die Atmung als auch die Änderung der Lage und des Volumens des Herzens während der Systole tragen zur Bewegung des Brustkorbes bei [16, S. 61]. Aus den periodischen Änderungen der Phase können Rückschlüsse auf die Atem- und Herzfrequenz gezogen werden. Eine Übersicht verschiedener Untersuchungen wird in [16, S. 25 ff.] gegeben. In den verschiedenen Studien wurden unterschiedliche Radar-Frequenzen genutzt. Die meisten lagen im GHz-Bereich. Die Antennen waren oft in einigen Zentimetern Abstand zur Brust des Patienten angebracht.

Die Morphologie des Radarsignals zeigt eine hohe Variabilität und ist sowohl vom Patienten als auch von den Versuchsbedingungen abhängig. Eine Bestimmung der Herzschläge ist dennoch möglich [76].

<sup>11</sup> Als Fernfeld wird der Bereich um eine elektromagnetische Quelle bezeichnet, in dem sich nahezu ebene Wellenfronten ausgebildet haben. Näherungsweise gilt  $R_{Fernfeld} \approx \frac{2D^2}{\lambda}$ , wobei D für die größte Ausdehnung der Radarantenne und  $\lambda$  die Wellenlänge der Strahlung steht [16, S. 381]

<sup>12</sup> Für das Nahfeld kann dieser Zusammenhang nur als Näherung genutzt werden.

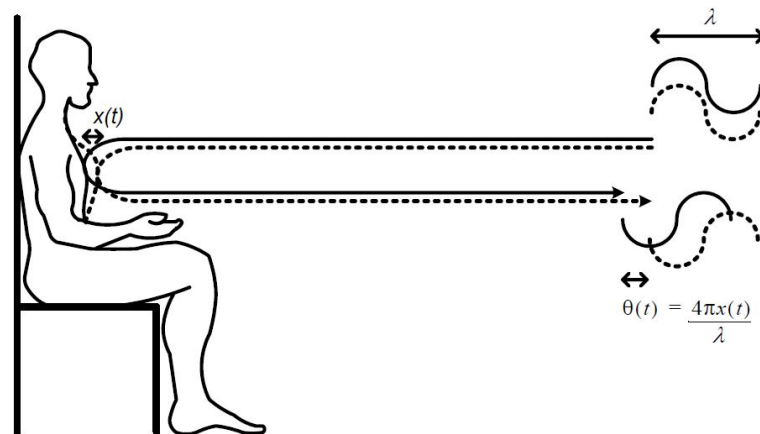


Abbildung 2.10: Schematische Darstellung der Messung der Brustwandbewegung mittels Doppler-Radar über die Phasenverschiebung [16, S. 30]

Für einige Anwendungsmöglichkeiten ist die Integration der Radarantennen in eine Unterlage wünschenswert [59]. Dann kann in der Regel nicht mehr die Bewegung der Brustwand gemessen werden. In [59] wurden die verwendeten Antennen am Rücken des Patienten platziert und eine Frequenz von 869,35 MHz genutzt. Durch die Verwendung niedrigerer Frequenzen kann eine höhere Eindringtiefe in den Körper erreicht werden. Aufgrund der direkten Auflage der Radarantennen wird im Nahfeld gemessen. Das Ausgangssignal ergibt sich aus der Überlagerung des mehrmals verschobenen Eingangssignals durch die Reflexion an den verschiedenen Grenzflächen zwischen Luft und Haut sowie den einzelnen Gewebeschichten [41, 44]. Für die später verwendete Frequenz von 868 MHz wurde in [44] an Hand eines erstellten Körpermodells die Ausbreitung der Wellen sowie das Ausgangssignal simuliert. Eine periodische Änderung in Phasenverschiebung und Amplitude des Ausgangssignals ist in der Simulation erkennbar und lässt sich zur Bestimmung der Herz- und Atemfrequenz einsetzen.

## 2.3 Sensordatenfusion

### 2.3.1 Definition, Ziele und Anwendungen

#### 2.3.1.1 Definition

Für die **Sensordatenfusion (SDF)** existieren mittlerweile viele Definitionen [8, 78]. Eine der ersten stammt von White [79]:

„[Data fusion is] a process dealing with the association, correlation, and combination of data and information from single and multiple sources to achieve refined position and identity estimates, and complete and timely assessments of situations and threats, and their significance.“

Darauf aufbauend verallgemeinerten Steinberg *et al.* in [72] die Definition der Datenfusion wie folgt:

„Data fusion is the process of combining data to refine state estimates and predictions.“

Spezieller beschreiben Hall und James [51, S. 1] die SDF als Kombination von Daten verschiedener Sensoren (entweder desselben oder unterschiedlichen Typs) und verbundener Informationen, um spezifischere Schlussfolgerungen als bei Nutzung eines einzelnen Sensors zu erreichen.

### 2.3.1.2 Ziele

Elementares Ziel der Sensordatenfusion ist das Zusammenführen von Einzelsensordaten, um Stärken der einzelnen Sensoren zu kombinieren und Schwächen zu reduzieren [13, S. 238], [45]. Durch die Verwendung mehrerer Sensoren lässt sich folgendes erreichen [56, S. 4], [27, S. 8], [43, S. 25f]:

- Erhöhung des zeitlichen und räumlichen Umfangs der Messung
- Erhöhung der Robustheit des Systems gegenüber Sensor- und Algorithmusfehlern
- bessere Rauschunterdrückung
- höhere Schätzgenauigkeit bzw. geringere Messungenauigkeit
- kompletteres Bild der Umwelt
- verringerte Ausfallzeiten und höhere Zuverlässigkeit des Gesamtsystems
- reduzierte Mehrdeutigkeiten

### 2.3.1.3 Anwendung

Die Anwendungspalette der Sensordatenfusion ist breit gefächert. Einer der größten Anwendungszweige liegt beim Militär. Beispiele für militärische Anwendungen sind die automatische Zielidentifizierung und -verfolgung, Gefechtsfeld- und Bedrohungsanalyse über Fernerkundung und die Luftabwehr von Flugzeugen oder Raketen [43, S. 1] [51, S. 2].

Mittlerweile gibt es auch viele zivile Anwendungen der Sensordatenfusion. Einige sind im Folgenden aufgelistet:

- zerstörungsfreie Materialprüfung [27, S.1],[68]
- Wettervorhersage [27, S. 9]
- Umfeldwahrnehmung für Fahrerassistenzsysteme [12, 15], [7, S. 207 ff.]
- Roboter-Navigation [7, S. 159 ff.]
- Steuerung komplexer Ausrüstungen [43, S. 1]
- automatisierte Fabrikation [43, S. 1]
- Pilot-Assistenz-Systeme [7, S. 171 ff.]

Ein Beispiel aus der zerstörungsfreien Materialprüfung wird in [27] beschrieben. Dabei werden für die Beurteilung von Schweißnähten Ergebnisse der Überprüfung mittels Wirbelstrom- und Ultraschallprüfungsverfahren fusioniert. Dies ermöglicht unter anderem die Erfassung von Oberflächendefekten und internen Defekten im selben Bauteil, was mit der Verwendung eines Verfahrens nicht möglich ist [27, S. 169]. Zudem lässt sich die Sicherheit zur Bestimmung der Defektlänge durch die Fusion verbessern.

Darms stellt in seiner Arbeit die Fusion von Videodaten mit den Daten eines Laser-Scanners im Zusammenhang mit einem Fahrerassistenzsystem vor [12]. Ziel ist die Bestimmung der Position und der Geschwindigkeit von Objekten sowie deren Klassifizierung zur Einleitung von Notbremsungen bei einscherenden Fahrzeugen bzw. Ausweichmanövern bei Blockierung eines Fahrstreifens. Die Aufgabe kann auch durch den Laser-Scanner allein erfolgen. Die Fusion mit den Videodaten reduziert jedoch die Gefahr der Fehlauflösung durch Objekte am Fahrbahnrand durch die Erkennung von Fahrzeugheckansichten. Die Videodaten verbessern zudem die Genauigkeit bezüglich der Querposition und der Quergeschwindigkeit.

Auch in der Medizin wird die Sensordatenfusion eingesetzt. Häufig werden Bilddaten mit anatomischen und funktionalen Daten fusioniert. Ein bekanntes Beispiel dafür ist die Fusion von Daten aus der **Positronen-Emissions-Tomographie (PET)** mit **CT**-Bildern. Die **PET**-Aufnahmen enthalten dabei vor allem Informationen über den Stoffwechsel. Die **CT**-Bilder helfen bei der genaueren Bestimmung der morphologischen Lage von Auffälligkeiten. Es werden schon kommerziell beide bildgebenden Verfahren in einem Gerät, dem sogenannten PET-CT-Scanner, kombiniert [60]. Eine weitere Anwendung der Bildfusion wird von Siemens in [77] vorgestellt. Dabei werden vorher angefertigte **CT**- und **Magnetresonanztomographie (MRT)**-Aufnahmen mit aktuellen Ultraschallbildern fusioniert, um das detaillierte anatomische Modell aus den Tomographieaufnahmen für die Bewertung der Ultraschallbilder nutzen zu können. Dadurch können beispielsweise Nachfolgeuntersuchungen einfacher ohne den Einsatz von Röntgenstrahlen durchgeführt werden.

Auch außerhalb der reinen Bilddatenfusion existieren Beispiele für die Fusion medizinischer Daten. Eines ist die Fusion von Daten der **Elektroenzephalographie (EEG)** und der funktionellen Magnetresonanztomographie (**fMRT**). Die **EEG** misst die bioelektrische Hirnaktivität wohingegen die **fMRT** die hämodynamische Aktivität aufzeichnet [14]. Durch die Kombination der Daten kann die hohe zeitliche Auflösung der **EEG** mit der besseren räumlichen Auflösung

der **fMRT** genutzt werden. Eine Entkopplung zwischen bioelektrischer und hämodynamischer Aktivität, welche sich nur durch die Fusion beider Verfahren ermitteln lässt, kann zudem auf eine Pathologie hinweisen [14].

Eine weitere medizinische Anwendung ist die Fusion mehrerer **EKG-Kanäle** für die automatische Detektion von QRS-Komplexen, um die Fehlerrate zu senken [47]. Einige weitere Beispiele zur Nutzung der Sensordatenfusion zur Bestimmung von Herz- und Atemfrequenz sind in Abschnitt 2.3.4 näher erläutert.

## 2.3.2 Einteilungen in der Sensordatenfusion

Zur Beschreibung der Sensordatenfusion gibt es eine Vielzahl von Einteilungsmöglichkeiten. Einige ausgewählte wie die Beziehung der Sensoren zueinander, die Fusionsarchitektur, die Fusionsebene sowie zeitliche Aspekte werden im Folgenden vorgestellt.

### 2.3.2.1 Beziehungen zwischen den Sensoren

Durrant-Whyte [17] teilt Multisensorsysteme nach dem Verhältnis der gewonnenen Informationen untereinander in konkurrierende, komplementäre und kooperative Systeme. Bei komplexen Sensorsystemen ist eine strikte Trennung zwischen den Typen nicht immer möglich [68, S. 173].

**Konkurrierende Systeme:** Für konkurrierende Systeme wird oft synonym der Begriff redundant verwendet. Bei der Fusion konkurrierender Daten werden diese von Sensoren mit demselben Erfassungsbereich und gleichen Freiheitsgraden generiert [17]. Die Sensoren müssen nicht zwangsweise identisch sein [63, S. 13]. Bei Verwendung identischer Sensoren sind die Sensordaten in einem einheitlichen Format, wodurch der Fusionsprozess mit minimalem Prozessaufwand durchgeführt werden kann. Jedoch haben die Sensoren dieselben Stärken und Schwächen. Bei unterschiedlichen Sensoren müssen die Informationen unter Umständen erst in ein einheitliches Format gebracht werden [27, S. 9]. Jeder Sensor liefert eine unabhängige Messung derselben Eigenschaft [56, S. 6], [53]. Die Fusion konkurrierender Daten dient vor allem einer Erhöhung der Messgenauigkeit (durch die Reduktion stochastischer Fehler) [15, S. 63] sowie der Überbrückung defekter Sensoren [68, S. 173]. Die Plausibilität der Aussage wird durch die Fusion konkurrierender Daten erhöht und dadurch die Sensorzuverlässigkeit verbessert [64]. Eine Gefahr besteht dabei in der Mehrfacheinbringung von Messfehlern [13, S. 238].

**Komplementäre Systeme:** Komplementäre Daten ergänzen sich gegenseitig und geben ein vollständigeres Bild. Dazu können identische Sensoren mit unterschiedlichen Erfassungsbereichen oder Sensoren mit unterschiedlichen Sensorprinzipien genutzt werden [15, S. 63]. Wichtig bei der Nutzung komplementärer Daten ist die Überführung in ein einheitliches Format, um eine Fusion durchführen zu können [7, S. 21]. Der Einsatz unterschiedlicher Sensorprinzipien kann eine Erhöhung der Robustheit des Gesamtsystems bewirken [13]. Mit der Fusion komplementärer Daten wird eine Ausweitung des Erfassungsbereiches und eine Eliminierung von Mehrdeutigkeiten erreicht [64]. Ein Sensorausfall führt hier im Gegensatz zu konkurrierenden Daten zu einem Informationsverlust [68, S. 173].

**Kooperative Systeme:** Bei kooperativen Daten ergibt die Kombination der Daten ein neues Merkmal, welches mit einem Sensor allein nicht messbar ist [56, S. 6]. Das bekannteste Beispiel hierfür ist die Triangulationsmessung, bei der beispielsweise aus 2-D-Bildern einer Stereokamera zusätzlich Tiefeninformationen gewonnen werden. Die kooperative Fusion bietet sich vor allem bei der Bestimmung nicht direkt oder nur schwer zugänglicher Messgrößen an [45]. Das Ergebnis der kooperativen Fusion ist dabei stark von der Genauigkeit der einzelnen Sensoren abhängig [63, S. 13].

### 2.3.2.2 Fusionsebenen

Die Fusionsebenen beziehen sich auf den Vorverarbeitungsgrad der Daten. Es werden meist drei Ebenen unterschieden: die Rohdatenebene, die Merkmalsebene und die Entscheidungsebene [12, S. 18f]. Die Fusionsebenen sind in Abb. 2.11 schematisch abgebildet.

**Rohdatenebene:** Bei Fusion auf Rohdatenebene werden minimal vorverarbeitete Signale fusioniert [12, S. 18]. Dies ist nur bei gleichartigen Daten, beispielsweise mehreren Bilddaten, möglich. Es muss eine Registrierung und Synchronisation der Daten erfolgen [64]. Der Vorteil liegt in der Vorlage der vollständigen Sensorinformationen. Nachteilig wirkt sich vor allem die hohe Datenmenge aus [12, S. 18].

**Merkmalsebene:** Werden aus den Rohdaten zuerst Merkmale extrahiert und erst anschließend fusioniert, spricht man von Fusion auf Merkmalsebene. Dabei werden die Merkmalsvektoren der einzelnen Sensoren zu einem gemeinsamen Vektor kombiniert, welcher anschließend mit Hilfe von Mustererkennungstechniken wie beispielsweise neuronale Netzwerke oder Clustering-Algorithmen weiterverarbeitet wird [51, S. 7]. Durch die Fusion auf Merkmalsebene wird die Kommunikationsbandbreite reduziert, wodurch jedoch Informationen verloren gehen



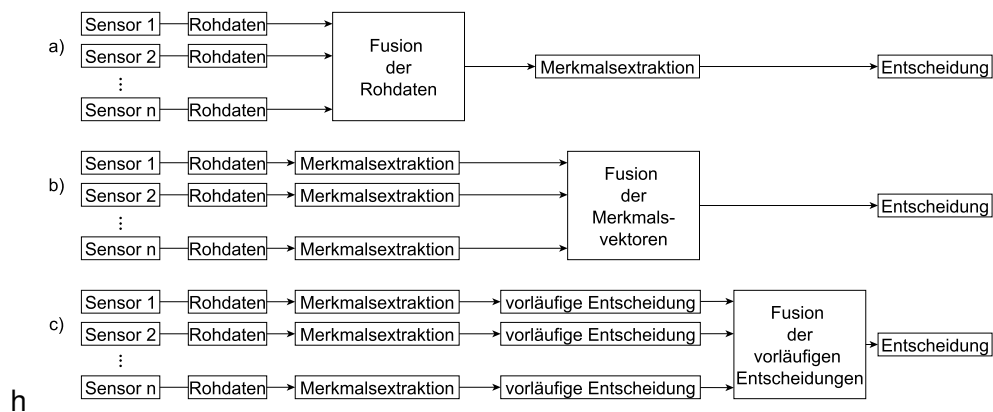


Abbildung 2.11: Darstellung der Fusionsebenen: Rohdatenebene (a), Merkmalsebene (b) und Entscheidungsebene (c) (modifiziert nach [51, S. 7])

[12, S. 18]. Diese Methode ist auch für verschiedene Sensorinformationen geeignet und bietet sich an, wenn „keine zeitliche oder räumliche Kohärenz der Daten der Einzelsensoren hergestellt werden kann oder muss“ [7, S. 7].

**Entscheidungsebene:** Bei Fusion auf Entscheidungsebene trifft jeder Sensor eine vorläufige Entscheidung. Entscheidungen können beispielsweise Detektions- oder Klassifikationsergebnisse sein [64]. Die Ergebnisse der einzelnen Sensoren werden fusioniert, um eine endgültige Entscheidung zu erhalten. [51, S. 7]. Durch die Fusion auf Entscheidungsebene wird die Kommunikationsbandbreite im Vergleich zur Merkmalsebene nochmalig reduziert, wodurch jedoch mehr Informationen verloren gehen. Die Fusion verschiedenartiger Daten wird erleichtert.

### 2.3.2.3 Fusionsarchitektur

In enger Beziehung zu den Fusionsebenen steht die Fusionsarchitektur. Bezüglich der Fusionsarchitektur wird hauptsächlich in zentrale und dezentrale Fusion unterschieden. Die hybride Fusion stellt eine Mischform aus beiden dar [12, S. 18]. Eine schematische Darstellung der Fusionsarchitekturen ist in Abb. 2.12 abgebildet.

**Zentrale Fusion:** Bei einer zentralen Fusionsarchitektur werden alle Daten der Sensoren in einem Fusionsknoten gesammelt, welcher die Entscheidungen trifft. Die Daten werden dabei auf Rohdaten- oder Merkmalsebene fusioniert [13, S. 244]. Die zentrale Fusion wird hauptsächlich bei gleichartigen Daten eingesetzt, welche mittels Mustererkennung oder Schätztechniken mit hohem rechentechnischen Aufwand weiterverarbeitet werden [27, S. 15 f.]. Nachteilig bei der zentralen Fusion ist das hohe Datenvolumen an der Schnittstelle zwischen Senso-

ren und Fusionsknoten. Zudem ist die Flexibilität bezüglich der Integration neuer Sensoren bzw. Anwendungen eingeschränkt. Ein Fehler im Fusionsknoten beziehungsweise in dessen Kommunikation führt zu einem vollständigen Systemausfall [56, S. 39]. Dafür kann während der Fusion auf alle aufgenommenen Informationen zugegriffen werden, was die Kontrolle der Fusion vereinfacht [6].

**Dezentrale Fusion:** Erfolgt die Datenverarbeitung der einzelnen Sensoren getrennt und werden nur die Ergebnisse der Messung in einem zentralen Baustein zusammengeführt, spricht man von einer dezentralen Fusionsarchitektur [12, S. 16]. Die dezentrale Fusion wird meist für komplementäre Sensoren eingesetzt. Die dezentrale Verarbeitung von konkurrierenden Sensoren ist jedoch ebenfalls möglich [63, S. 22]. Teilweise wird bei der dezentralen Fusion darauf verwiesen, dass gar kein zentraler Baustein mehr vorhanden ist. Die Zentren der lokalen Entscheidung sind dabei alle untereinander vernetzt und kommunizieren miteinander. Die Fusion aller Daten kann prinzipiell auf jedem dieser Knoten durchgeführt werden [6, 18], [56, S. 39]. Dies wird zum Teil als vollständige dezentrale Fusion bezeichnet [18]. Ein Vorteil der dezentralen Fusion ist die bessere Anpassbarkeit an zusätzliche Sensoren. Diese Fusionsarchitektur ist robust gegen den Verlust eines Sensors und Änderungen im Netzwerk [56, S. 40]. Ein Problem kann die Mehrfacheinbringung einer Information darstellen [56, S. 40].

**Hybride Fusion:** Die hybride Architektur stellt eine Mischung zwischen zentraler und dezentraler Architektur dar. Dabei können die unteren Ebenen der Fusionsarchitektur dezentral, die oberste Ebene zentral aufgebaut sein [56, S. 43]. Es ist auch möglich, Sensoren auf mehreren Ebenen zentral zu fusionieren. Bei diesem Aufbau wird oft von einer hierarchischen Architektur gesprochen [6].

#### 2.3.2.4 Zeitliche Aspekte

Bezüglich der zeitlichen Aspekte lassen sich die zeitliche Abstimmung zwischen den Sensoren und der Verarbeitungsablauf der Fusion unterscheiden. Die Sensoren können synchronisiert oder unsynchronisiert sein. Bei synchronisierten Sensoren erfolgt die Datenaufnahme aufeinander abgestimmt. Die Sensoren müssen dazu „extern triggerbar beziehungsweise synchronisierbar sein“ [15, S. 69]. Dadurch entsteht zusätzlicher Aufwand in Hard- und Software [13, S. 246]. Dafür ist für die Fusion die zeitlich konsistente Erfassung sichergestellt [15, S. 70]. Unsynchronisierte Sensoren nehmen ihre Daten sensorindividuell auf. Da keine Abstimmung der Sensoren erfolgen muss, ist das Hinzufügen neuer Sensoren einfacher. Allerdings kann vor allem bei großen Unterschieden in den Latenzzeiten der Sensoren die zeitliche Ordnung der zur Fusion benutzten Messungen verletzt werden [15, S. 70f].

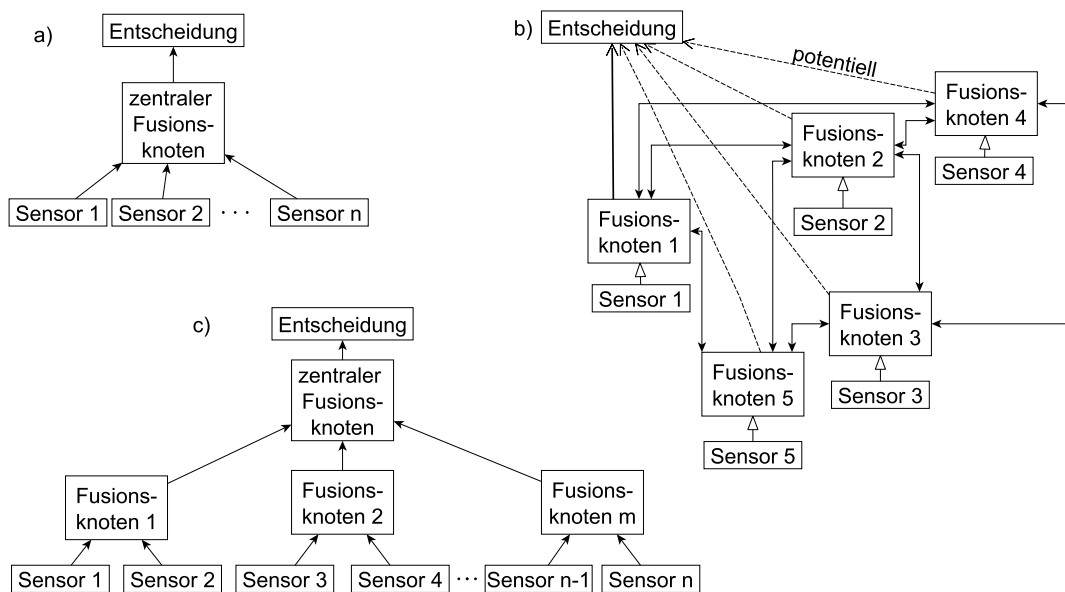


Abbildung 2.12: Schematische Darstellung der Fusionsarchitekturen: zentral (a), vollständig dezentral (b) und hierarchisch (c) als Beispiel für eine hybride Fusion (modifiziert nach [63, S. 22])

Bei der Verarbeitung unterscheidet man in sequenzielle und parallele Verarbeitung. Werden die zu fusionierenden Daten aller Sensoren zeitgleich in einem Schritt verarbeitet, spricht man von paralleler Verarbeitung [56, S. 33], auch explizite Fusion [15, S. 68] genannt. Diese ist nur für synchronisierte Sensoren anwendbar. Die parallele Verarbeitung bietet sich vor allem für gleichartige Sensoren mit unterschiedlichen Erfassungsbereichen [15, S. 70] sowie konkurrierende Sensoren [56, S. 33] an. Erfolgt die Fusion in mehreren aufeinanderfolgenden Schritten, ist die Fusion sequenziell [13, S. 246] bzw. implizit [15, S. 70]. Dies ist prinzipiell sowohl für synchronisierte als auch für unsynchronisierte Sensoren möglich.

### 2.3.3 Allgemeine Ansätze zur Sensordatenfusion

Für die Sensordatenfusion werden mathematische Techniken aus verschiedenen Disziplinen wie der Statistik, der digitalen Signalverarbeitung und der künstlichen Intelligenz genutzt [45]. Im folgenden werden einige Ansätze vorgestellt, die sich unter anderem für die konkurrierende Datenfusion einsetzen lassen, da diese in der vorliegenden Arbeit eine vorrangige Stellung besitzt.

Die einfachste Variante der Sensordatenfusion konkurrierender Daten bei bekannter Streuung der Sensoren bildet der gewichtete Mittelwert [45]. Das Ergebnis enthält dabei jedoch keine Aussage über die Qualität des Fusionsergebnisses. Für die konkurrierende Fusion auf niedrigen

Abstraktionsebenen werden häufig Kalman-Filter<sup>13</sup> zur Schätzung eingesetzt. Dieser erlaubt eine Annahme über die Unsicherheit des Endergebnisses, benötigt jedoch ausreichendes Vorwissen über Anfangszustände sowie Sensor- und Umgebungsmodelle [7, S. 10].

Die sogenannten Voting-Methoden sind ein einfacher Ansatz zur Fusion auf Entscheidungsebene. Sie beruhen auf Mehrheitsentscheidung der eingesetzten Sensoren, wobei auch die Wichtung einzelner Sensoren miteinbezogen werden kann [51, S. 705]. Auch die Fusion über boolesche Operatoren wie UND bzw. ODER ist bei einigen Anwendungen möglich [51, S. 95]. Auf Entscheidungsebene werden weiterhin vor allem wahrscheinlichkeitsbasierte Ansätze verwendet, welche mit einer Auswahl von Hypothesen mittels Wahrscheinlichkeitsfunktionen arbeiten. Die verbreitetste Methode unter den wahrscheinlichkeitsbasierten Ansätzen bildet die Bayes'sche Theorie [56, S. 115ff], [27, S. 25f], [63, S. 31ff], [62, 64] die im Gegensatz zur klassischen Statistik auch die Messgröße als Zufallsvariable betrachtet und zur Berechnung der sogenannten a-posteriori Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion auf Vorwissen von a-priori Wahrscheinlichkeiten angewiesen ist [64]. Als Erweiterung dieser Theorie wird auch die Dempster-Shafer-Methode [53, 64], [27, S. 26f] eingesetzt. Dabei wird sowohl eine Wahrscheinlichkeit, als auch ein „Grad des Dafürhalten“ berechnet [64], [27, S. 27].

Als weitere Ansätze in der Sensordatenfusion werden oft neuronale Netzwerke [27, S. 32], [64] und der Einsatz der Fuzzy-Logik [51, S. 95], [27, S. 30f] genannt. Die Fuzzy-Logik nutzt einen erweiterten Mengenbegriff, wobei über Zugehörigkeitsfunktionen einzelnen Elementen Grade der Zugehörigkeit zu einer Menge zugeordnet werden [7, S. 11]. Die Verknüpfung der Daten erfolgt über Expertenregeln.

### 2.3.4 Methoden der Sensordatenfusion für Biosignale bezüglich der Herz- und Atemfrequenz

Zur Fusion von Daten existieren sehr viele Ansätze und spezielle Umsetzungen. Im Folgenden werden ausgewählte Beispiele zur Fusion von Biosignalen zur Analyse von Herzaktivität sowie der Atmung vorgestellt, da diese dem Problem der Aufgabenstellung am ähnlichsten sind.

#### 2.3.4.1 Indikatorfusion beim Ballistokardiogramm

Im Rahmen der Detektion der Herzfrequenz im Ballistokardiogramm stellen Brüser *et al.* in [9] ein Verfahren zur Fusion dreier Detektionsverfahren vor. Das Ballistokardiogramm wird zunächst bandpassgefiltert. Anschließend werden für die einzelnen Detektionsverfahren weitere

---

<sup>13</sup> Das Kalman-Filter ist ein Satz mathematischer Gleichungen. Es wird vor allem zur Entfernung der von Messgeräten verursachten Störungen eingesetzt.

Vorverarbeitungsschritte durchgeführt. Zur Detektion der Herzschläge werden die Verfahren Kreuzkorrelation, euklidischer Abstand und ein Signal, welches nach speziellen Mustern der Herzklappenaktion im **BKG** sucht, auf das vorverarbeitete Signal angewandt. In den resultierenden Signalen für die Kreuzkorrelation und das Herzklappensignal wird nach Maxima, in dem Signal des euklidischen Abstandes nach Minima gesucht. Die Zeitpunkte der gefundenen Extrema  $t^i$  werden mit ihrem Wahrscheinlichkeitswert  $\omega^i$  zu Indikatorpaaren  $q^i$  mit  $q^i = (t^i, \omega^i)$  vereinigt.

Die Wahrscheinlichkeitswerte werden dabei aus dem Verhältnis der Höhe der Extrema zu ihren Nachbar-Minima und -Maxima bestimmt und auf Werte zwischen 0 und 1 normiert. Zwischen den Detektionspunkten der drei Algorithmen existieren leichte Abweichungen. Es wird angenommen, dass ein Herzschlag in allen drei Signalen in einem bestimmten Zeitintervall detektiert wird. Es werden für jedes Indikatorpaar eines Signals die dazugehörigen Werte in den anderen Signalen in einem Zeitintervall mit  $\pm 0,33$  s gesucht. Aus den zusammengehörigen Paaren für jeden Detektionsalgorithmus wird jeweils ein repräsentatives Indikatorpaar  $Q^i = (T^i, W^i)$  nach Gleichung 2.4 gebildet.

$$Q^i = (T^i, W^i) = \left( \frac{t^d \omega^d + t^c \omega^c + t^h \omega^h}{\omega^d + \omega^c + \omega^h}, \frac{\omega^d + \omega^c + \omega^h}{3} \right) \quad (2.4)$$

Dabei steht der Index  $c$  für die Detektion über die Kreuzkorrelation, der Index  $d$  für den euklidischen Abstand und Index  $h$  für das Herzklappensignal. Anschließend wird für jeden Zeitpunkt ein Heart-beat-score  $H(t)$  ermittelt. Dieser ergibt sich für alle Zeitpunkte  $T^i$  eines repräsentativen Indikatorpaars  $Q^i$  aus der Summe der  $W^i$ . An allen anderen Stellen ist  $H(t) = 0$ . Ein Herzschlag gilt als detektiert, wenn der Heart-beat-score über einem geeigneten Schwellenwert liegt. Die Vorgehensweise ist in Abb. 2.13 veranschaulicht.

Das Verfahren wird in [9] nicht explizit als Datenfusion bezeichnet und in eines der vorgestellten Schemata eingeordnet. Man kann die verschiedenen Detektionsalgorithmen im weiteren Sinn als Sensoren im Sinne der Datenfusion betrachten. Um eine höhere Aussagekraft zu erreichen, werden die Sensorsignale fusioniert. Die Detektionsalgorithmen stellen konkurrierende Sensoren dar, da sie die gleiche Information über das Auftreten von Herzschlägen liefern. Da das zugrunde liegende Signal bei allen Algorithmen gleich ist, sind die Algorithmen synchron. Gefundene Indikatorpaare  $q^i$  können als vorläufige Entscheidungen der Algorithmen über das Auftreten eines Herzschlages betrachtet werden. Die Fusion findet nach dieser Annahme auf Entscheidungsebene statt, da zudem die Wahrscheinlichkeit der Detektion in die Fusion einbezogen wird.

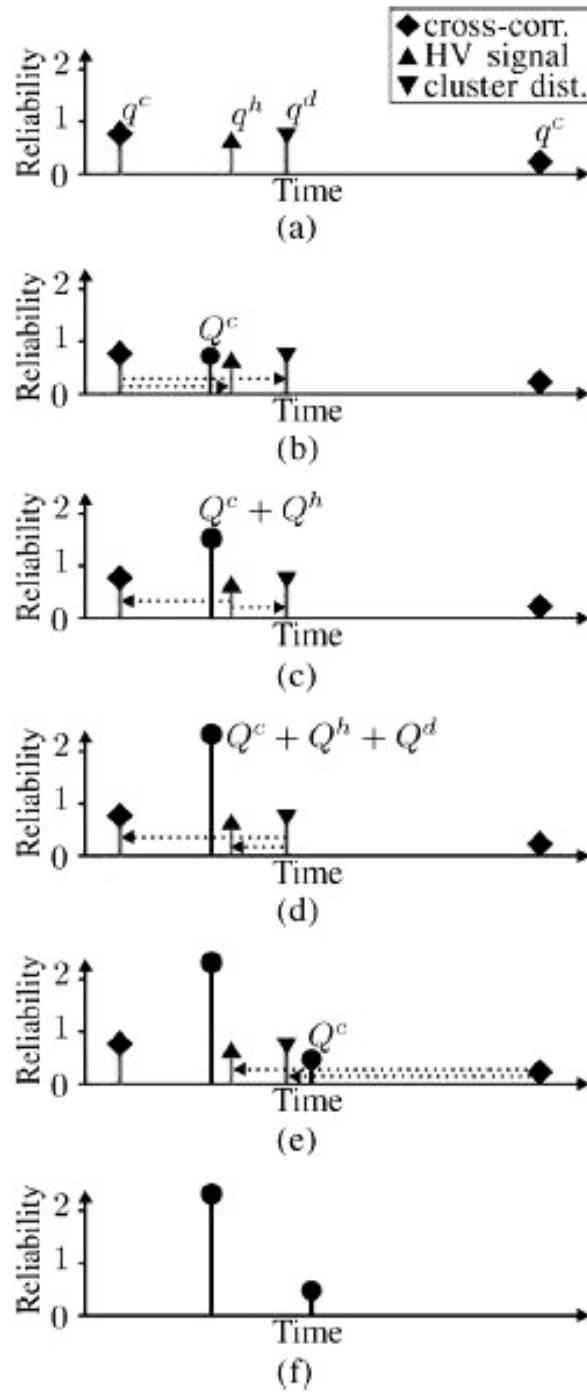


Abbildung 2.13: Indikatorfusion nach Brüser *et al.* [9]: (a) Jeder Algorithmus ergibt ein Indikatorpaar  $q^i$ . (b) Für ein Indikatorpaar (hier  $q^c$ ) werden die passenden Partner gesucht und das repräsentative Indikatorpaar  $Q^c$  berechnet. (c) und (d) zeigen das selbe Vorgehen für die anderen beiden Indikatorpaare. (e) Ein nachfolgendes Indikatorpaar  $q_2^c$  wählt ebenfalls die Partner  $q^d$  und  $q^h$  und erzeugt ein weiteres repräsentatives Indikatorpaar  $Q^c$ . (f) zeigt die sich ergebende Funktion  $H(t)$

### 2.3.4.2 Einsatz eines Kalman-Filters zur Ermittlung der Atem- und der Herzfrequenz

Tarrassenko *et al.* beschreiben in [74] eine Methode zur Fusion zweier Atemfrequenzsignale. Die Forscher nutzen ein **Impedanz-Pneumographie (IP)**- und ein **PPG**-Signal am Finger. Das **IP-Signal** wird mit einem **finite impulse response (FIR)**-Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 0,33 Hz vorverarbeitet. Das **PPG-Signal** wird geglättet. Aus beiden Signalen wird ein Atemfrequenzsignal berechnet. Mittels eines skalaren Kalman-Filters wird für beide Signale jeweils für eine Atemfrequenz die darauffolgende abgeschätzt. Es wird die Differenz zwischen dem durch den Kalman-Filter geschätzten und dem gemessenen Wert berechnet. Die Fusion beider Signale erfolgt mittels Gleichung 2.5. **BR** bezeichnet dabei die fusionierte Atemfrequenz. Das Quadrat der Differenz ist  $\sigma^2$ . Für das **IP-Signal** wird der Index 1, für das **PPG-Signal** der Index 2 verwendet. Auch eine Erweiterung auf weitere Signale wird vorgeschlagen.

$$BR = \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} BR1 + \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} BR2 \quad (2.5)$$

Eine Einteilung nach den oben verwendeten Schemata wird nicht vorgenommen. Bezüglich der Atemfrequenz handelt es sich um konkurrierende Daten. Da für jedes Signal die Atemfrequenz geschätzt wird und die geschätzten Atemfrequenzen aller Signale fusioniert werden, kann von einer dezentralen Fusion ausgegangen werden. Die Sensoren sind synchronisiert und die Verarbeitung erfolgt parallel.

Dieses Vorgehen wird in erweiterter Form auch in [50] für die Fusion von Herzfrequenzen genutzt. Als einzelne Sensoren für die Ermittlung der Herzfrequenz werden hier ein Mehr-Kanal-**EKG** sowie das Signal einer invasiven Blutdruckmessung genutzt. Neben der Differenz der gemessenen von der vom Kalman-Filter berechneten Herzfrequenz, wird jeweils noch ein Signal-Qualitäts-Index genutzt. Dieser setzt sich für das **EKG** aus 4 Unterpunkten zusammen, welche folgende Schwerpunkte beachten:

- Vergleich unterschiedlicher Detektionsalgorithmen in einer Ableitung
- Vergleich eines Detektionsalgorithmus in verschiedenen Ableitungen
- die Kurtosis<sup>14</sup> eines **EKG**-Segmentes
- spektrale Auswertung eines **EKG**-Segmentes

Für die invasive Blutdruckmessung ergibt sich der Signal-Qualitäts-Index aus den Ergebnissen zweier unterschiedlicher Detektionsalgorithmen. Für  $\sigma^2$  in Gleichung 2.5 wird der quadrierte Quotient aus der beschriebenen Differenz und dem jeweiligen Signal-Qualitäts-Index genutzt sowie die Atemfrequenz **BR** durch die Herzfrequenz **HR** ersetzt.

<sup>14</sup> Die Kurtosis beschreibt die Spitzigkeit einer Häufigkeitsverteilung. Sie berechnet sich wie folgt:

$Kurtosis = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M \left( \frac{x_i - \mu}{\sigma} \right)^4$ . Dabei bezeichnet M die Anzahl der Messpunkte im Signalabschnitt,  $\mu$  den Erwartungswert und  $\sigma$  die Standardabweichung [50].



### 2.3.4.3 Robuste Sensorfusionsmethode zur Schätzung der Herzfrequenz

Ebrahim *et al.* stellen in [20] einen weiteren Algorithmus zur Fusion verschiedener algorithmisch ermittelter Herzfrequenzen aus unterschiedlichen Sensorquellen vor. Das Ziel der vorgestellten Methode besteht darin, vor der Fusion artefaktbehaftete Signale zu bestimmen und auszuschließen, um eine bessere Schätzung der Herzfrequenz zu erhalten. Genutzt wird neben den Messungen der Sensoren auch eine Vorhersage aus der vorangegangenen Schätzung. Für jeden Sensor und für die Vorhersage wird ein Fehler berechnet und mit einem festgelegten Grenzwert verglichen. Die Fehler werden daraufhin in nominelle (unterhalb des Grenzwertes) und artefaktische (oberhalb des Grenzwertes) Fehler unterschieden. Aus dieser Einteilung werden  $2^{N+1}$  Hypothesen erstellt, wobei N die Anzahl der verwendeten Sensoren angibt. Diese Hypothesen werden zuerst auf ihre physiologische Glaubwürdigkeit geprüft. Hypothesen bei denen Herzfrequenzen oberhalb von 300 bpm vorliegen, oder Abschnitte, in denen keine Herzfrequenz ermittelbar ist, werden sofort ausgeschlossen. Für alle anderen Hypothesen wird die Differenz zwischen den Sensoren und die Differenz der Sensorwerte zur Vorhersage berechnet. Die Fehler werden als Gauß'sches Rauschen angenommen und die jeweiligen Varianzen berechnet. Anschließend werden für alle Hypothesen die Likelihood-Funktionen<sup>15</sup> der einzelnen Kombinationen multipliziert und die Hypothese mit maximaler Likelihood<sup>16</sup> ausgewählt. Je nach Abstand des Wertes der gewählten Hypothese zu den anderen, wird zudem ein Vertrauenswert berechnet. Alle als gut befundenen Werte der gewählten Hypothese, das heißt Werte, bei denen kein artefaktischer Fehler vorliegt, werden über einen Kalman-Filter fusioniert, wobei die Dimension des Filters von der gewählten Hypothese abhängt. Die Schätzung wird anschließend zur Anpassung der Fehlermodelle für die nächste Herzfrequenz genutzt.

Dieser Algorithmus wurde in [22] an 85 Messreihen<sup>17</sup> getestet. Fusioniert wurden hierbei die Herzfrequenzen, welche mittels einem EKG, einem Sensor zur Ermittlung der Sauerstoffsättigung sowie einem intraarteriellen Katheter ermittelt wurden. Dabei konnte gezeigt werden, dass die Fusion gleich gute bzw. bessere Schätzungen der Herzfrequenz im Vergleich zu den Herzfrequenzen der einzelnen Sensoren ergibt. Die Rate der falschen Alarme konnte gesenkt werden, ohne dass dabei die Rate der nichterkannten Alarme inakzeptabel stieg.

Auch hier wurde die Fusion nicht bezüglich aller beschriebenen Schemata klassifiziert. Die Sensoren wurden als konkurrierend eingeordnet. Eine asynchrone Aufnahme der Werte wurde im Fehlermodell berücksichtigt. Bezüglich der Fusionsarchitektur und der Fusionsebene wurde

<sup>15</sup> Die Likelihood-Funktion beschreibt für einen gegebenen Parameter der Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion die Wahrscheinlichkeit, dass für diesen ein bestimmtes Ergebnis beobachtet wird.

<sup>16</sup> Die Maximum-Likelihood-Methode wählt den Parameter der Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion aus, für den die gemessenen Ergebnisse am wahrscheinlichsten auftreten.

<sup>17</sup> Dafür wurden 12 Messreihen aus Operationssälen genutzt. Die anderen wurden auf der Intensivstation aufgenommen, dabei 60 an Erwachsenen und 13 an Kindern.



keine Aussage getroffen. Da die Zielgröße Herzfrequenz aus den Signalen jeweils einzeln extrahiert und anschließend zu einer geschätzten optimalen Herzfrequenz fusioniert wurde, handelt es sich um eine dezentrale Fusion auf Entscheidungsebene.

#### 2.3.4.4 Weitere Beispiele

Neben den drei ausführlicher dargestellten Ansätzen, existieren noch weitere Ansätze zur Schätzung der Atem- oder Herzfrequenz aus mehreren Biosignalen.

In [80] wird ein hybrider Medianfilter zur Schätzung der Herzfrequenz aus den Daten eines **EKG**, eines Pulsoximeters sowie einer invasiven Blutdruckmessung vorgestellt. Li und Tan schlagen in [49] eine Fusion ebenfalls von Daten aus dem **EKG**, einer invasiven Blutdruckmessung sowie der Messung des Sauerstoffgehaltes im Blut über einen Fuzzy-Logik-Algorithmus vor. Zudem wird ein Ansatz über ein multivariates autoregressives Modell vorgestellt und getestet.

Zur Ermittlung der Atemfrequenz aus Signalen, die meist ausschließlich zur Erfassung der Herzaktivität genutzt werden, schlagen Mann und Orglmeister die Verwendung der Principal Component Analysis vor [54]. Sie nutzen in ihrem Test dazu die konkurrierenden Daten aus **EKG**, **PPG** und der invasiven Blutdruckmessung. Ahlstrom *et al.* verwenden in [2] das **EKG** und das **PPG** sowie die Pulswellenlaufzeit, welche sich durch Verwendung beider Signale berechnen lässt, zur Ermittlung der Atemfrequenz. Sie wenden dazu ein neuronales Netz an.

Die aufgeführten Beispiele sind dabei nur ein kleiner Auszug aus allen Möglichkeiten, verschiedene Biosignale zur Ermittlung von Atem- und Herzfrequenz zu nutzen.



## 3 Material und Methoden

### 3.1 Datenaufnahme

#### 3.1.1 Messvorrichtung

Zur nichtinvasiven, kontaktarmen Aufnahme der Herzaktivität wurde eine existierende Messvorrichtung<sup>18</sup> verwendet. Diese besteht aus einer schaumstoffbasierten<sup>19</sup> CT-Tischauflage, in die folgende Sensoren eingebracht waren (siehe Abb. 3.1):

- ein Paar kapazitive Sensoren zur Erfassung des **kEKG** (Orientierung gemäß Ableitung I nach Einthoven)
- ein Paar Radarantennen (Sender und Empfänger), wobei die als Sender fungierende Antenne zusätzlich mit einem Dämpfungsglied ausgestattet war
- ein optischer Sensor zur Erfassung des **PPG** am Rücken
- ein Körperschallmikrophon zur Erfassung des **PKG**
- eine Piezofolie für das **BKG**

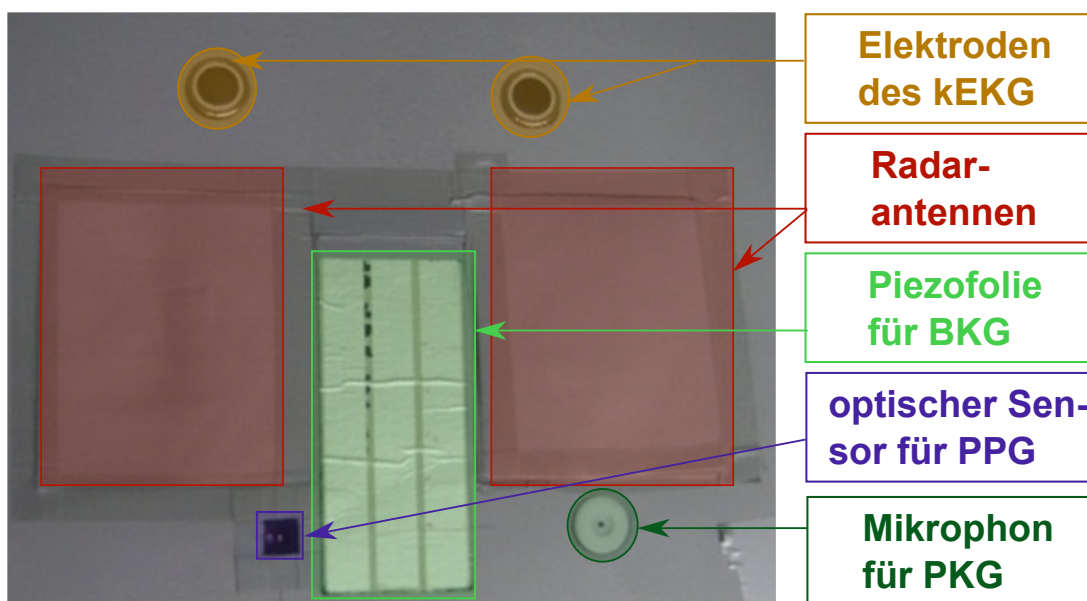


Abbildung 3.1: Schaumstoffbasierte CT-Tischauflage, in welche fünf verschiedene Sensoren für die kontaktarme Erfassung der Herzaktivität eingebracht wurden.

<sup>18</sup> Die Messvorrichtung wurde unter Leitung von Dipl.-Ing. Dipl.-Inf. André Henning im Verlauf seiner Promotionstätigkeit bei Siemens in Zusammenarbeit mit der Technischen Universität entwickelt.

<sup>19</sup> Die Matte besteht aus aufgeschäumten Polyethylen überzogen mit Polyurethan [55, S. 18]

**Referenzmessverfahren:** Als Referenz wurden ein Ohrklipp für ein PPG am Ohrläppchen, ein konventionelles EKG mit Klebeelektroden und ein Atemgurt, welcher mittels Dehnmessstreifen die Umfangsänderung des Brustkorbes misst, verwendet. Die EKG-Ableitung erfolgte an der linken und rechten Schulter sowie am rechten Unterbauch als Referenz (modifizierte Einthoven-I-Ableitung).

**Verwendete Sensoren:** Für das kapazitive EKG wurden zwei EPIC PS25101 Disc Sensoren der Firma Plessey Semiconductors (Plymouth, UK) eingesetzt. Diese Elektroden besitzen ein Feststoffdielektrikum mit einer Koppelkapazität von 1 nF [73]. Die Sensoren besitzen ein Metallgehäuse.

Für die Erfassung des BKG wurde die Piezofolie DT4-028K der Firma Measurement Specialties (Hamton, USA) eingesetzt. Die Folie besitzt eine Größe von 170 mm x 21 mm, wobei die reine Sensorfläche 155 mm x 18 mm beträgt [55, S. 33].

Das PKG wurde mit Hilfe des MLT 201 Cardio Microphone von ADInstruments (Sydney, Australien) aufgenommen. Dabei handelt es sich um ein Elektretmikrophon<sup>20</sup> [55, S. 31].

Die Aufnahme des PPG erfolgte mit einem modifizierten MLT 1020PPG Sensor ebenfalls von der Firma ADInstruments. Dieser wird normalerweise für die PPG-Messung am Finger eingesetzt. Zum Einbau in die Messmatte wurde das am Sensor befindliche Klettband entfernt. Der Sensor verwendet infrarotes Licht und misst die reflektierte Strahlung [55, S. 27].

Für die Radarmessung wurden die Antennen unter anderem von André Henning in Zusammenarbeit mit dem Institut für Nachrichtentechnik der Technischen Universität Dresden entwickelt [29]. Verwendet wird eine Frequenz von 868 MHz.

**Datenaufnahme:** Alle Sensoren waren an einen 16-Kanal-Biosignalverstärker (PowerLab 16/35 der Firma ADInstruments) angeschlossen<sup>21</sup>. Die kapazitiven Sensoren waren über die dazugehörige Kontroll- und Verbindungsbox PS25001 mit dem Biosignalverstärker verbunden. Die Signale des konventionellen EKGs wurden vor dem Anschluss an den PowerLab 16/35 zusätzlich über einen Differenzialverstärker (Bio Amp der Firma ADInstruments) verstärkt. Beide Radarantennen waren für die Signalverarbeitung an einen speziell entwickelten Messkoffer angeschlossen. Dessen Aufbau wird in [36] näher beschrieben, allerdings wurde die verwendete Elektronik mittlerweile weiterentwickelt. Am Ausgang der Messelektronik wurden das Q- und der I-Signal der Radarantennen an den Biosignalverstärker übertragen.

Alle anderen Sensoren konnten direkt an den Biosignalverstärker angeschlossen werden. Durch die Verwendung eines gemeinsamen Biosignalverstärkers konnten alle Signale synchron mit einer Abtastfrequenz von 2 kHz aufgenommen werden. Die Daten wurden an einen PC

<sup>20</sup> Grundlagen zur Funktionsweise eines Elektretmikrophons können [55, S. 12] entnommen werden

<sup>21</sup> Für genauere Informationen zum Anschluss der einzelnen Sensoren sei auf die Bachelorarbeit [55] verwiesen

übermittelt und über das Programm “LabChart Pro“ (ebenfalls von ADInstruments) ausgelesen. Anschließend wurden die Daten aus LabChart in MATLAB<sup>22</sup>-Daten exportiert.

### 3.1.2 Messreihen

Die Probanden lagen während der Messung auf dem Rücken liegend mit nacktem Oberkörper auf der Messmatte. Diese befand sich auf einer ebenen Unterlage. Auf der Messmatte war eine Markierung angebracht, an der die Probanden mit der Schulterlinie positioniert wurden.

Es wurden zwei Messreihen durchgeführt. Für die erste Messreihe lag der Proband 10 Minuten möglichst still auf der Messmatte und atmete spontan. Die zweite Messreihe erfolgte direkt im Anschluss. Während der zweiten Messreihe wurden verschiedene Atem- und Bewegungsmanöver durchgeführt. Zwischen den Manövern lagen Phasen normaler Spontanatmung. Der Ablauf ist in Tab. 3.1 dargestellt.

Tabelle 3.1: Ablauf der Messung mit Störmanövern

Zeitpunkt in min:s	Dauer in s	Manöver
00:00	45	Spontanatmung
00:45	45	Bauchatmung
01:30	30	Spontanatmung
02:00	30	Luft nach Einatmung anhalten
02:30	45	Spontanatmung
03:15	30	Luft nach Ausatmung anhalten
03:45	30	Spontanatmung
04:15	15	Heben beider Arme (senkrecht nach oben)
04:30	15	Spontanatmung
04:45	15	Heben des linken Arms (diagonal nach rechts oben)
05:00	15	Spontanatmung
05:15	15	Heben des rechten Arms (diagonal nach links oben)

Insgesamt wurden Messungen an 18 gesunden Probanden vorgenommen ( $26,7 \pm 3,3$  Jahre). Die Daten für Geschlecht, Größe, Gewicht und Alter sind in Tab. A.1 im Anhang aufgeführt. Bei den Probanden P01 und P02 wurden die Ruhemessungen an drei aufeinanderfolgenden Tagen wiederholt. Die Messung mit Störmanövern wurde zweimal durchgeführt. Während vier Messungen fiel der optische Sensor auf Grund eines technischen Defektes aus (siehe Anhang A.1).

<sup>22</sup> MATLAB ist ein Programm der Firma The MathWorks Inc. vor allem zur numerischen Lösung mathematischer Probleme sowie zur graphischen Darstellung von Daten.

## 3.2 Datenauswertung

### 3.2.1 Triggergenerierung

Aus den Rohdaten wurden mit Hilfe eines ebenfalls vorgegebenen MATLAB-Skripts<sup>23</sup> die einzelnen Herzschläge detektiert. Ein detektierter Herzschlag wird im folgenden als Trigger bezeichnet. Die Trigger-Generierung ist dabei an den Pan-Tompkins-Algorithmus [58] angelehnt.

Zuerst wurde die Offset-Spannung der Signale sowie deren Drift beseitigt, indem die Signale mittels gleitendem Mittelwert geglättet wurden. Dabei wurde jeweils über einen Zeitraum von 10 s der Mittelwert des Signals gebildet und vom Rohdatensignal subtrahiert. Vor allem die **PPG-Sensoren** zeigten durch Erwärmung der eingebauten **LEDs** eine starke Grundliniendrift (siehe Abb. 3.2 (a)). Das bereinigte Signal ist in Abb. 3.2 (b) dargestellt.

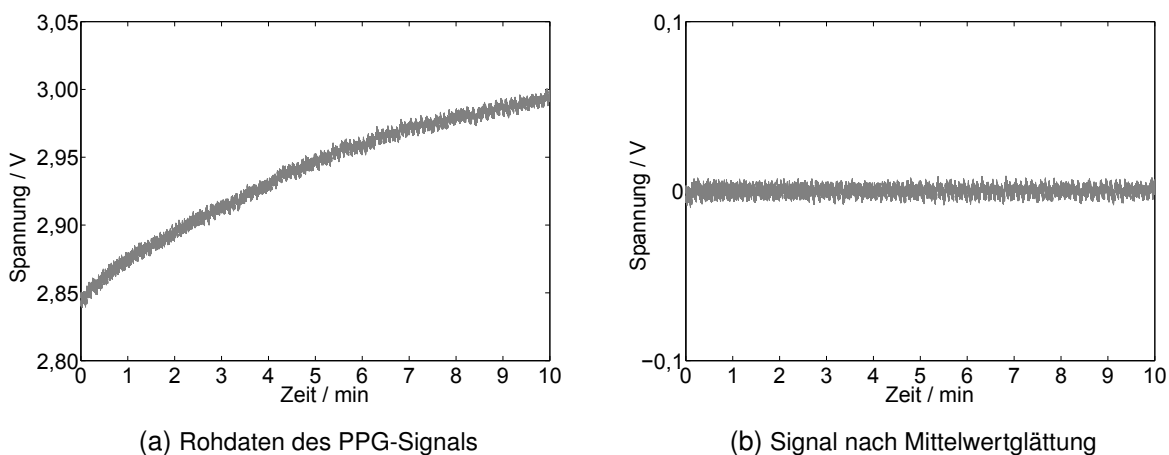


Abbildung 3.2: Beseitigung von Offset und Grundliniendrift am Beispiel des Photoplethysmogramms am Rücken bei Proband P15

Die Informationen zur Herzfrequenz wurden mittels eines Bandpassfilters (Ordnung 40, Grenzfrequenzen 1 Hz bis 40 Hz) separiert. Das derart gefilterte Signal wird im Folgenden als Kardiosignal bezeichnet.

Für die Generierung der Herzschlagtrigger wurde aus dem Kardiosignal ein Merkmalssignal errechnet. Dafür wurde die Differenz zwischen zwei benachbarten Kardiosignalwerten quadriert. Dieses Merkmalssignal zeigte starke Änderungen im Kardiosignal an (siehe Abb. 3.3). Überstieg das Merkmalssignal einen adaptiven Schwellwert, wurde ein Trigger erzeugt.

<sup>23</sup> Das verwendete Skript zur Triggererstellung wurde von Dipl.-Ing. Dipl.-Inf. André Henning programmiert und für die vorliegende Arbeit zur Verfügung gestellt.

Der adaptive Schwellwert wurde für jeden Abtastpunkt  $i$  nach folgender Gleichung berechnet:

$$\text{Schwellwert}(i) = \left(1 - \frac{a_i}{\text{Abtastfrequenz}}\right) \cdot \text{Schwellwert}(i-1) + \frac{a_i}{\text{Abtastfrequenz}} \cdot \text{Merkmalssignal}(i) \quad (3.1)$$

War der Schwellwert am vorangegangenen Abtastpunkt höher als das Merkmalssignal an der betrachteten Stelle, wurde der Faktor  $a_1$  verwendet, ansonsten  $a_2$ . Die Faktoren  $a_i$  für die einzelnen Verfahren wurden heuristisch ermittelt und sind in Tab. 3.2 angegeben. Für die ersten 100 Werte wurde der Schwellwert für das PPG-Signal mit dem Wert 0 und für die anderen Signale mit dem Fünffachen des Mittelwerts des Merkmalssignals initialisiert.

Tabelle 3.2: Faktoren  $a_i$  für die Anpassung des adaptiven Schwellwertes

Verfahren	$a_1$	$a_2$
EKG	1	25
kEKG	1,5	50
PKG	1	50
Radar	0,25	50
BKG		
PPG am Rücken		

Nach jedem erzeugten Trigger wurde eine gewisse Zeitspanne für die Suche nach neuen Triggern gesperrt. Dafür wurde die Refraktärzeit der Herzmuskelzellen der Herzkammer angenommen (300 ms, vergleiche Kapitel 2.1.2). Für das **PKG-Signal** wurde die Zeitspanne auf 400 ms erhöht, da erwartet wurde, dass so eine Triggerung auf S2 besser vermieden werden kann. Im Kardiosignal wurde anschließend in einem Intervall von  $\pm 50$  ms um den Trigger nach einem Maximum gesucht, um die endgültige Position des Triggers festzulegen. In den **PPG-Signalen** ist der Herzschlag durch die Minima im Signal gekennzeichnet. Um die Trigger mit derselben Funktion erstellen zu können, wurde nur das Vorzeichen des Kardiosignals geändert und dieses mit dem Merkmalssignal gleichgesetzt. Zum Schluss ergab sich ein Triggersignal, welches für die Zeitpunkte des Herzschlages den Wert 1, ansonsten den Wert 0, annahm.

### 3.2.2 Sensitivität und positive Prädiktivität

Zur Beurteilung der Qualität von QRS-Detektionsalgorithmen werden oft die Sensitivität  $Se$  und die positive Prädiktivität  $+P$  genutzt [1]. Diese Kenngrößen werden im Folgenden auch zur Beurteilung der Trigger aus den verschiedenen aufgenommenen Signalen angewendet.

Die Kenngrößen beruhen auf dem Vergleich der gefundenen Ereignisse mit einer Referenz. Der Vergleich erfolgt anhand einer Vier-Felder-Tafel (siehe Tab. 3.3).

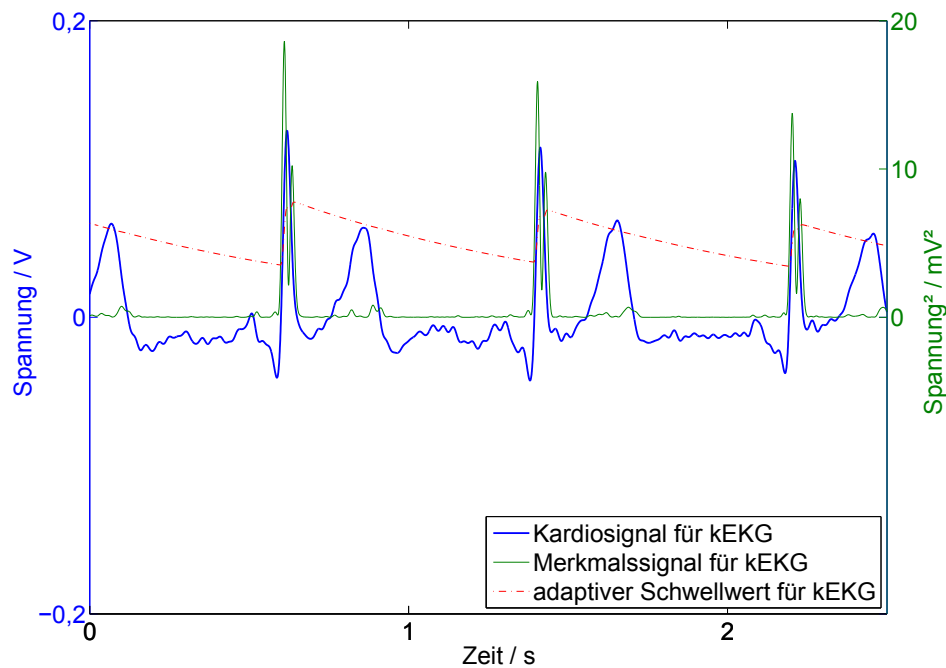


Abbildung 3.3: Ausschnitt des kEKG-Signals (Proband P03) sowie das zugehörige Merkmalssignal und der adaptive Schwellwert. Maxima im Merkmalssignal treten im Bereich des QRS-Komplexes des kEKG-Signals auf, da dort die Änderung zwischen den Werten am größten ist.

Für die Übereinstimmung zweier Trigger wird ein zeitliches Toleranzfenster bezüglich des Triggers im Referenzsignal festgelegt<sup>24</sup>. Befindet sich in diesem Fenster ein Trigger im betrachteten Signal, wird dieser als richtig positiv gewertet. Liegt kein Trigger im Toleranzfenster, zählt dies als falsch negativ. Trigger die keiner Referenz zugeordnet werden können sowie zusätzliche Trigger in einem Intervall, in dem schon ein richtig positiver Trigger gezählt wurde, sind falsch positiv. Der Fall richtig negativ ist für die Beurteilung von Detektionen nicht definiert [1, 32].

Tabelle 3.3: Vier-Felder-Tafel zur Einteilung der Trigger bezüglich der Referenz

	Trigger in der Referenz	kein Trigger in der Referenz
Trigger im Signal	richtig positiv ( <i>TP</i> )	falsch positiv ( <i>FP</i> )
kein Trigger im Signal	falsch negativ ( <i>FN</i> )	richtig negativ ( <i>TN</i> )

<sup>24</sup> Diese Methode wird vor allem zur Beurteilung von QRS-Detektoren verwendet. Dabei wird ein symmetrisches Fenster von  $\pm 150$  ms um die Referenzannotation genutzt [1]



Die Kenngrößen zur Beurteilung können anhand folgender Formeln berechnet werden [1]:

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.2)$$

$$+P = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3.3)$$

Die Sensitivität  $Se$  beschreibt den prozentualen Anteil der richtig positiven Trigger an allen Ereignissen im Referenzsignal. Die positive Prädiktivität  $+P$  gibt das prozentuale Verhältnis zwischen den richtig erkannten Ereignissen und allen erstellten Triggern an.

## 3.3 Datenaufbereitung

### 3.3.1 Datenformate

Die Rohdaten wurden mit Hilfe des Programms „Labchart Pro“ ausgelesen und anschließend in das MATLAB-Format exportiert. Die Rohdaten sowie die erzeugten Trigger wurden in das Datenformat Unisens<sup>25</sup> überführt. Die Rohdaten liegen dabei als Signal-, die Trigger als Annotationskanal vor. Im weiteren Verlauf der Arbeit wurden dazu zusätzlich Annotationskanäle für die Kennzeichnung von Artefakten sowie die fusionierten Trigger ergänzt. Tab. A.2 im Anhang gibt eine Übersicht über den Inhalt der Unisensdateien.

### 3.3.2 Erstellung der Referenztrigger

Als Referenz für die Bestimmung der Sensitivität und positiven Prädiktivität wurden die Trigger aus dem EKG-Signal genutzt. Diese Trigger-Signale wurden mit Hilfe des Programms „Sigano“<sup>26</sup> manuell korrigiert, so dass ein als fehlerfrei zu betrachtender Goldstandard bezüglich des Auftretens von Herzschlägen existiert.

<sup>25</sup> Unisens ist ein universellen Datenformat, welches vorrangig für Biosignale verwendet wird. Es wird eine Metadatei im XML-Format erstellt, welche spezifische Informationen über alle genutzten Datendateien enthält. Als Dateiformate für die Daten können als CVS, XML oder Binärdaten verwendet werden.

<sup>26</sup> Dieses Programm wurde an der Technischen Universität Dresden im Rahmen der Diplomarbeit von Enrico Grunitz entwickelt [28]

### 3.3.3 Berechnung der Kenngrößen der Triggersignale

Neben der Sensitivität und der positiven Prädiktivität wurde der Versatz  $V$  und dessen Standardabweichung  $s_V$  berechnet. Als Versatz wurde hier die zeitliche Differenz zwischen einem als „richtig positiv“ gewertetem Trigger und dem zugehörigen Trigger im Referenzsignal betrachtet.

Die Berechnung der Sensitivität, der positiven Prädiktivität und des Versatzes erfolgte über selbst geschriebene MATLAB-Funktion. Die Berechnung der Kenngrößen wurde in zwei Schritten durchgeführt. Zuerst wurde ein symmetrisches Intervall von  $\pm 300$  ms um die Referenztrigger gelegt, um den zu erwartenden Versatz für die einzelnen Signale einzugrenzen. Für den Fall, dass sich mehrere Trigger aus einem Vergleichssignal im Toleranzfenster befanden, wurde hier derjenige Trigger mit dem geringsten Abstand zur Referenz als richtig positiv, die anderen als falsch positiv gewertet. Die Versatzwerte aller Probanden wurden gemeinsam betrachtet. Anhand der Ergebnisse (siehe Abschnitt 4.2.1.1) wurden Grenzen für die Bildung des mittleren Versatzes festgelegt. Um die berechneten Mittelwerte für jeden Probanden wurde ein Toleranzfenster mit einer Breite von  $\pm 50$  ms definiert, welches zur Berechnung der Sensitivität und der positiven Prädiktivität sowie des endgültigen Versatzes und dessen Standardabweichung genutzt wurde.

## 4 Charakterisierung der Einzelsignale

### 4.1 Methoden für die Charakterisierung

#### 4.1.1 Besonderheiten bei Ruhemessungen

Zur besseren Einordnung der Ergebnisse erfolgte unter Nutzung des Programms Sigano eine manuelle Kennzeichnung von Artefakten in den einzelnen Signalen der Ruhemessung. Zu den häufigsten Artefakten zählten:

- starkes Rauschen
- Überschreitungen des Messbereiches der Sensoren
- Auftreten von Störgeräuschen im **PKG**-Signal
- große, vereinzelte Signalausschläge
- Sprünge der Grundlinie des Signals

Der Anteil der gestörten Bereiche am gesamten Signal wurde berechnet. Um die Auswirkung der Störungen auf **Se** und **+P** zu untersuchen, wurden die Signale jeweils in 15 s lange Abschnitte geteilt<sup>27</sup>. Der Verlauf der Kenngrößen wurde mit dem Auftreten der Störungen verglichen. Die Artefakte wurden für spätere Untersuchungen nicht aus dem Signal entfernt.

Zudem erfolgte die Untersuchung des Korrelationskoeffizienten sowie der zugehörigen Signifikanzniveaus mittels der MATLAB-Funktion „corrcoef“ zwischen Sensitivität bzw. Prädiktivität und den Probandenkennwerten (Alter, Größe und Gewicht).

#### 4.1.2 Besonderheiten bei Störmessungen

Da die Störmanöver für die ersten beiden Probanden im Gegensatz zur Ruhemessung nur zweimal durchgeführt wurde, standen für diese Untersuchungen nur 20 Messungen zur Verfügung.

Die einzelnen Manöver-Phasen (z. B. Bauchatmung) während der Messung mit Störmanövern (siehe Tab. 3.1) wurden getrennt betrachtet. Dabei wurden zu den Phasen der Störmanöver jeweils noch 3 s aus der folgenden Spontanatmung gezählt, da das Manöver oft erst 1 bis 2 Sekunden nach dem geplanten Ende wirklich beendet war. Für die einzelnen Abschnitte wurde jeweils die Sensitivität **Se<sub>stör</sub>** und die positive Prädiktivität **+P<sub>stör</sub>** berechnet. Betrachtet

<sup>27</sup> Diese Länge entspricht der kürzesten Zeitspanne der späteren Störmanöver.

wurden die Änderungen dieser beiden Kenngrößen zwischen den einzelnen Manövern sowie Auffälligkeiten im Rohsignal.

Um die Änderungen der Sensitivität und der positiven Prädiktivität durch die Störmanöver besser zu beurteilen, wurden die Ruhemessungen als Referenz betrachtet. Diese wurden analog zur Betrachtung der Artefakte in Abschnitte mit einer Länge von 15 s geteilt. Für jeden dieser Abschnitte wurden separat die Sensitivität und die Prädiktivität berechnet. Aus den 39 Einzelwerten pro Proband wurden jeweils ein Mittelwert für beide Kenngrößen ( $\overline{Se}_R$  bzw.  $\overline{+P}_R$ ) und die zugehörigen Standardabweichungen  $s_{Se,R}$  bzw.  $s_{+P,R}$  ermittelt. Diese Werte wurden anschließend verwendet, um die Ergebnisse für die einzelnen Störmanöver in Klassen einzuteilen und die schon bei Ruhesignalen vorliegenden Schwankungen in der Leistungsfähigkeit des Algorithmus von Beeinträchtigungen durch die Störmanöver unterscheiden zu können. Um unbedeutende Abweichungen von den Kennwerten der Ruhemessung nicht zu beachten, wurde die 1,5-fache Standardabweichung für die Klasseneinteilung genutzt. In Tab. 4.1 sind die Grenzen sowie die Klassenzuordnung am Beispiel der Sensitivität dargestellt. Bei der positiven Prädiktivität wurde ebenso verfahren. Abschnitte, in denen keine Trigger gefunden wurden, somit  $Se$  und  $+P$  nicht bestimmbar waren, wurden keiner Klasse zugeordnet.

Falls sich  $Se_{stör}$  bzw.  $+P_{stör}$  innerhalb eines Intervalls der anderthalbfachen Standardabweichung  $s_{Se,R}$  bzw.  $s_{+P,R}$  um den Mittelwert  $\overline{Se}_R$  bzw.  $\overline{+P}_R$  befanden, wurde davon ausgegangen, dass die Abweichung vom Mittelwert nicht auf das Störmanöver zurückzuführen ist. Anderenfalls wurde von einer Verschlechterung bzw. einer Verbesserung durch das Manöver ausgegangen.

Tabelle 4.1: Klasseneinteilung der Sensitivität während der Störmanöver anhand der Kennwerte aus der Ruhemessung zur Beurteilung des Einflusses der Störungen

Klasse	Grenzen	Beschreibung
1	$Se_{stör} < \overline{Se}_R - 1,5 s_{Se,R}$	unterdurchschnittlich
2	$\overline{Se}_R - 1,5 s_{Se,R} \leq Se_{stör} \leq \overline{Se}_R + 1,5 s_{Se,R}$	durchschnittlich
3	$\overline{Se}_R + 1,5 s_{Se,R} < Se_{stör}$	überdurchschnittlich

Für jedes Manöver wurde die Anzahl der Messungen pro Klasse gezählt. Berechnet wurden die Verhältnisse zwischen der Anzahl der Messwerte der Klasse 1 ( $Ver1$ ) sowie der Klasse 3 ( $Ver3$ ) zur Gesamtzahl der Messungen. Die Werte für  $Ver1$  wurden zusätzlich mit einem negativen Vorzeichen versehen. Nur bei Änderungen dieser Verhältnisse zwischen zwei aufeinanderfolgenden Abschnitten um min. 0,25, was einer Änderung bei min. 25 % der Messungen entspricht, wurde dem Manöver ein grundsätzlicher Einfluss auf die Messung zugestanden. Die Verkleinerung des Wertes  $Ver1$  deutet dabei auf eine Verschlechterung der Kenngrößen, eine Erhöhung des Wertes  $Ver3$  auf eine Verbesserung hin.

## 4.2 Ergebnisse

### 4.2.1 Charakterisierung ohne Störeinflüsse

#### 4.2.1.1 Vorbetrachtung zum zu erwartenden Versatz

Zur Beurteilung der Signale wurde zuerst der zeitliche Versatz zwischen den richtig positiven Triggern der Einzelsignale zum Zeitpunkt der R-Zacke im **EKG** für ein symmetrisches Toleranzfenster von  $\pm 300$  ms ermittelt und die Werte aller Probanden im Histogramm dargestellt. Diese Vorbetrachtung wurde zur Festlegung des Toleranzfensters für die Betrachtung der Sensitivität, der positiven Prädiktivität sowie des endgültigen Versatzes genutzt.

Für das **kEKG** ergibt sich einheitlich über alle Probanden ein deutliches Maximum bei ca. 10 ms mit sehr geringer Streuung (siehe Abb. 4.1). Ein deutliches Maximum tritt auch für das **PPG** am Rücken bei ca. 150 ms auf<sup>28</sup>. Die Streuung ist hier jedoch größer.

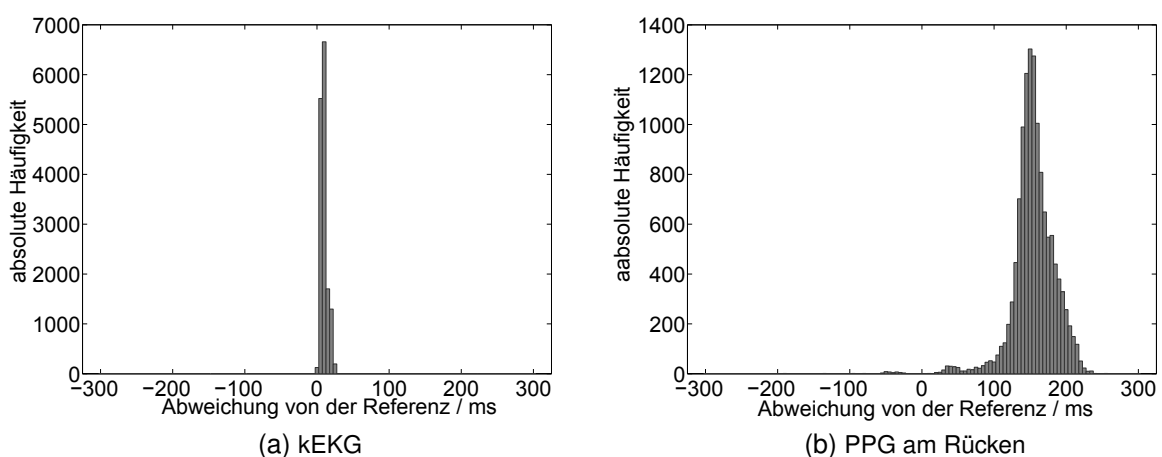


Abbildung 4.1: Histogramm des Versatzes der Trigger aller Probanden bei einem symmetrischen Toleranzfenster von  $\pm 300$  ms um die R-Zacke im Referenzsignal

In beiden Signalen treten einige wenige Trigger vor der R-Zacke im **EKG** auf. Aus physiologischer Sicht ergibt sich für **PPG**-Trigger aufgrund der elektromechanischen Kopplung und der Pulswellenlaufzeit ein Versatz zur R-Zacke. Trigger die vor dieser Auftreten, in der Berechnung somit einen negativen Wert für den Versatz aufweisen, werden als „falsch positiv“ gewertet. Sie entstehen durch Rauschen oder Artefakte im Signal. Weitere Fehltrigger kommen dadurch

<sup>28</sup> Die vier Messungen, bei denen der PPG-Sensor nicht ordnungsgemäß funktionierte, sind aus der Betrachtung ausgeschlossen.

zustande, dass der Algorithmus zur Triggergenerierung für das **PPG**-Signal ein lokales Minimum statt das globale Minimum findet und zur Erzeugung der Trigger nutzt (siehe Abb. B.1 im Anhang). Dieses Verhalten des Algorithmus ist zum Teil auch für die höhere Streuung des Versatzes verantwortlich. Die zu zeitigen Trigger im **kEKG** treten ausschließlich bei Proband P09 auf. In diesem Signal war ein Abschnitt stark verrauscht, wodurch es zu Fehltriggern kommt. Für die Mittelwertbildung werden Trigger mit einem negativen Versatz deswegen ausgeschlossen.

Beim **BKG** zeigen sich im Gegensatz zu den vorangegangenen zwei Verfahren zwei deutlich ausgeprägte Maxima bei 60 ms und 190 ms, wobei zwischen den Probanden stärkere Schwankungen auftreten (siehe Abb. 4.2). Der Algorithmus zur Triggergenerierung sucht allein nach maximalen Änderungen im Kardiosignal. Das **BKG**-Signal zeigt mehrere charakteristische Wellen (vgl. Abb. 2.8). Das erste Maximum resultiert dabei mutmaßlich aus der Triggerung auf der H-Welle. Das zweite Maxima repräsentiert die Triggerung auf der J-Welle. Für die Bildung des Mittelwertes werden die Trigger nach diesen beiden Maxima bei einem Schwellwert von 100 ms getrennt (siehe Tab. 4.2).

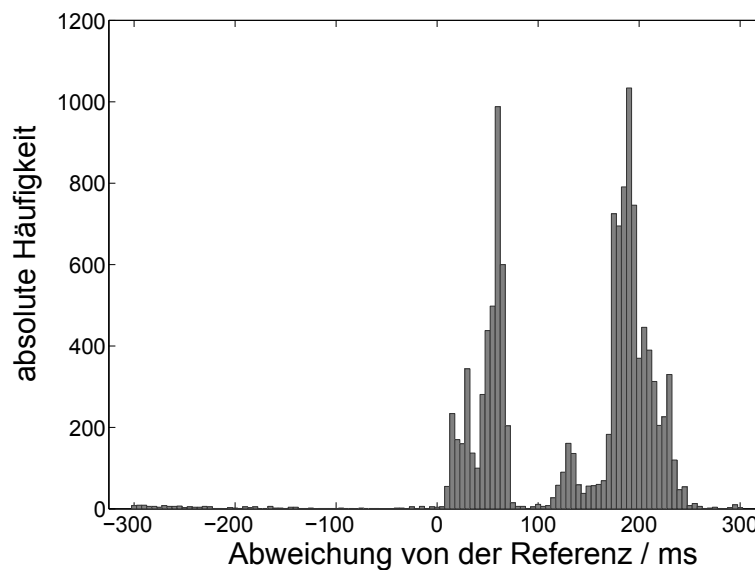


Abbildung 4.2: Histogramm des Versatzes der Trigger aus dem BKG für alle Probanden bei einem symmetrischen Toleranzfenster von  $\pm 300$  ms um die R-Zacke im Referenzsignal

Für das **PKG**- und das Radarsignal ergeben sich sehr starke Streuungen (siehe Abb. 4.3). Für das **PKG** lassen sich noch deutliche Maxima bei 50 ms und 95 ms bestimmen. Dies spricht für die Triggerung auf den S1- und den S2-Ton. Diese beiden Maxima werden in der nachfolgenden Betrachtung getrennt (siehe Tab. 4.2). Dazu werden zur Triggerung auf den S1-Ton alle Trigger mit einem Versatz zwischen 0 ms und 70 ms gezählt, für die Triggerung auf S2 alle mit einem Versatz zwischen 70 ms und 170 ms. Die Trigger für das Radar sind sehr stark gestreut. Es zeigen sich vier Maxima. Die Verteilung zeigt Ähnlichkeiten mit dem **PKG**-Signal, woraus ableit-

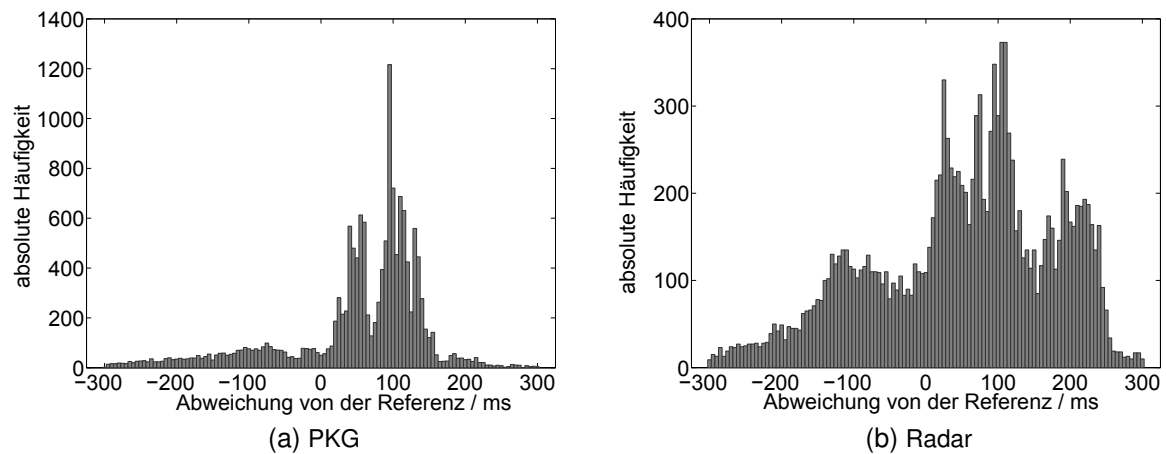


Abbildung 4.3: Histogramm des Versatzes der Trigger aller Probanden bei einem symmetrischen Toleranzfenster von  $\pm 300$  ms um die R-Zacke im Referenzsignal

bar ist, dass die mechanischen Bewegungen des Herzens bzw. der Herzklappen, welche die Herztöne verursachen, im Radarsignal wahrgenommen werden können. Das erste Maximum tritt 120 ms vor der R-Zacke auf. Eine ähnliche leichte Häufung tritt auch für das **PKG** auf. Im **PKG** könnte dies dem S4-Ton und somit der Kontraktion der Vorhöfe entsprechen. Da sich die Aufnahmebedingungen (Aufnahme am Rücken und Bandpassfilterung mit einer oberen Grenzfrequenz von 40 Hz) von denen für die Phonokardiographie üblichen unterscheiden, könnte dieser Ton auch im nichtpathologischen Fall erkennbar sein. Da deutliche Unterscheidungen im Radarsignal nicht möglich sind, wird für die Festlegung des Toleranzfensters zur Bestimmung der Kenngrößen **Se** und **+P** der Mittelwert aller Trigger mit einem positiven Versatz genutzt.

Tabelle 4.2: Grenzen für die Mittelwertbildung des vorläufigen Versatzes für die Festlegung des Mittelpunktes des Toleranzfensters

Verfahren	Unterteilung	Grenzen für Mittelwertbildung [ms]
kEKG	-	$0 \leq V$
BKG	H-Welle	$0 \leq V < 100$
	J-Welle	$100 \leq V$
PKG	S1-Ton	$0 \leq V < 70$
	S2-Ton	$70 \leq V \leq 170$
PPG	-	$0 \leq V$
Radar	-	$0 \leq V$

#### 4.2.1.2 Betrachtung von Sensitivität, positiver Prädiktivität und Versatz

**kEKG:** Das **kEKG** zeigt für alle Probanden in der Ruhemessung eine Sensitivität und eine positive Prädiktivität über 95 %. Der Median liegt für beide Kenngrößen bei 100 %, der Inter-

quartilsabstand<sup>29</sup> bei 0 (siehe Abb. 4.5). Die Werte streuen somit kaum. Der durchschnittliche Mittelwert für den Versatz liegt bei 10,3 ms. Die mittlere Standardabweichung ist kleiner als 1 ms (siehe Tab. 4.3).

**BKG:** Das **BKG** zeigt insgesamt die größte Streuung. Die Trigger auf der H-Welle weisen zudem die niedrigsten Medianwerte für Sensitivität und Prädiktivität auf. Die Betrachtung der J-Welle hingegen zeigt nach **kEKG** und **PPG** die höchsten Medianwerte. In Abb. 4.4 (a) ist für jeden Probanden die Sensitivität und die positive Prädiktivität bei Betrachtung der H-Welle und der J-Welle gegenübergestellt.

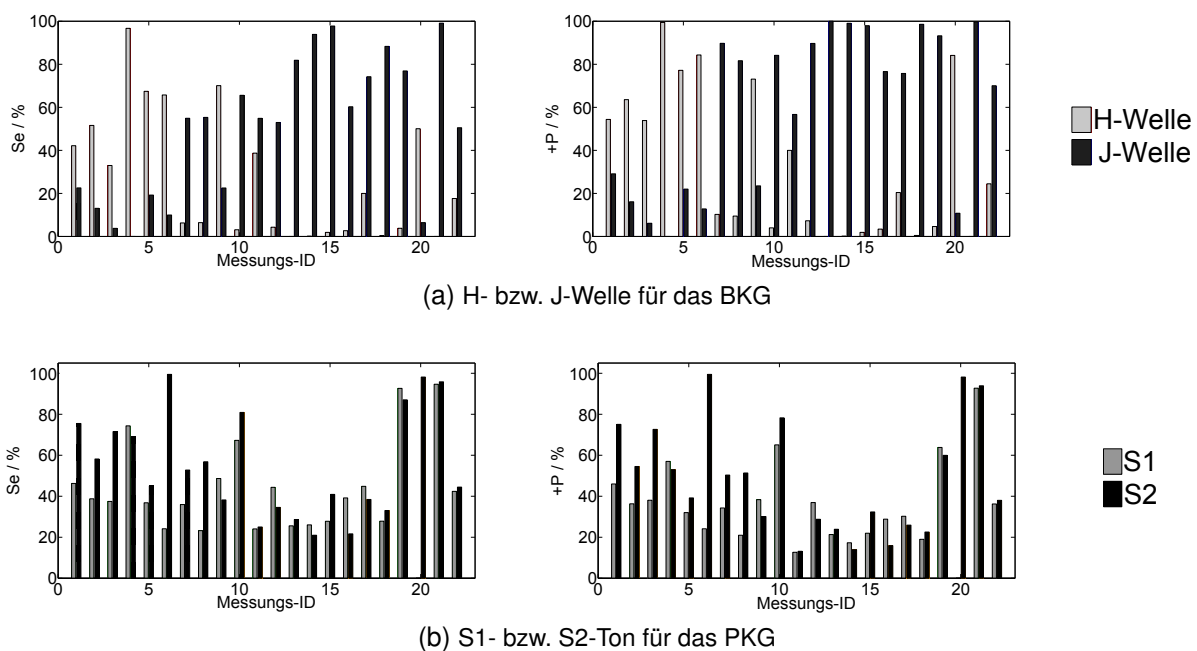


Abbildung 4.4: Vergleich der Sensitivität (links) und der positiven Prädiktivität (rechts) für die jeweiligen Bezugspunkte für das BKG und das PKG

Für die meisten Probanden zeigt sich eine deutliche Bevorzugung eines Bezugspunktes. Die J-Welle erreicht bei 14 der 22 Messungen die besseren Werte. Bei den Probanden P10 und P11 treten keine Trigger auf der H-Welle auf, bei einem Probanden (Messung P02M1\_1) ausschließlich. Die Triggerung auf der H-Welle zeigt einen durchschnittlichen Versatz von  $47,1 \text{ ms} \pm 10,3 \text{ ms}$ . Die J-Welle tritt ca. 140 ms später mit einer mittleren Standardabweichung von 12,4 ms auf. Die Standardabweichungen sind für beide Wellen abgesehen vom **kEKG** die geringsten.

<sup>29</sup> Als Interquartilsabstand bezeichnet man die Differenz zwischen dem oberen und dem unteren Quartil.



**PKG:** Für die Trigger aus dem **PKG** liegen die Medianwerte für die Triggerung auf S1 jeweils ca. 10 % unter den Werten, die für die Triggerung auf S2 erreicht werden. Diese liegen jedoch auch unter 50 %. Der Interquartilsabstand für S1 ist dafür über 20 % geringer. Zwei Probanden (P02M1\_2 und P06) zeigen für die Triggerung auf S1 mit über 65 % ungewöhnlich hohe Werte. Im Gegensatz zum **BKG** ist der Unterschied zwischen der Triggerung auf S1 und S2 weniger stark ausgeprägt (siehe Abb. 4.4 (b)). Dies lässt darauf schließen, dass häufig zwischen der Triggerung auf S1 und S2 gewechselt wird bzw. an beiden Stellen ein Trigger generiert wird. Der Versatz für die Triggerung auf S1 beträgt dabei im Mittel 51,8 ms, bei S2 106,7 ms. Die Standardabweichungen sind dabei mit 18,2 ms (S1) und 14,3 ms (S2) im Vergleich zu den anderen Verfahren im oberen Bereich.

**PPG am Rücken:** Ähnlich gute Werte wie beim **kKEG** werden nur mit dem **PPG** am Rücken erreicht. Der Median für die Sensitivität liegt hier bei 97,6 %, der der Prädiktivität bei 99,0 %. Auch die Interquartilsabstände sind gering, wobei dieser bei der positiven Prädiktivität mit 3,1 % noch geringer ist, als bei der Sensitivität mit 5,6 %. Für einen Probanden sind beide Werte mit ca. 70 % bedeutend geringer. Bei dieser Messung ist das Signal jedoch wesentlich verrauschter als bei allen anderen. Vier Messungen wurden aufgrund eines Sensorausfalls aus dieser Betrachtung ausgeschlossen. Der Versatz ist durch die elektromechanische Kopplung und die Pulswellenlaufzeit gegenüber dem Auftreten der R-Zacke mit ca. 155 ms bedeutend größer als beim **kKEG**. Auch die Streuung ist mit durchschnittlich 13,5 ms groß, wobei minimal 7,9 ms und maximal 23,0 ms auftreten.

**Radar:** Das Radar zeigt sowohl für Sensitivität als auch Prädiktivität Medianwerte um 30 %, bei einem Interquartilsabstand von 26,3 % für **Se** und 21,9 % für **+P**. Der Versatz ist mit 121,5 ms etwas geringer als beim **PPG**. Die Streuung gehört dafür mit 18 ms zu den höchsten.

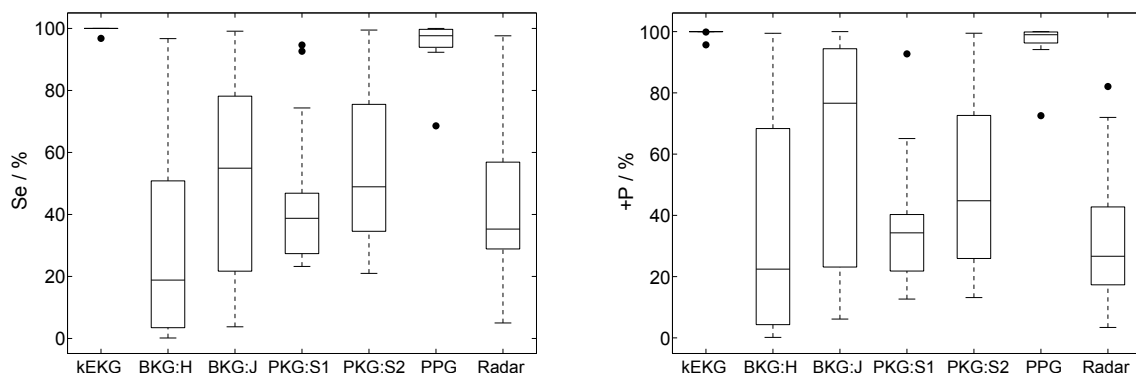


Abbildung 4.5: Boxplot für Sensitivität (links) und positive Prädiktivität (rechts) für die Ruhesignale

Tabelle 4.3: Mittlerer Versatz und mittlere Standardabweichung für alle Verfahren

Verfahren	$V$ in ms	$s_V$ in ms
kEKG	10,3	0,9
BKG: H-Welle	47,1	10,3
BKG: J-Welle	185,2	12,4
PKG: S1	51,8	18,2
PKG: S2	106,7	14,3
PPG	156,8	13,5
Radar	121,5	18,0

#### 4.2.1.3 Reproduzierbarkeit der Ergebnisse

Für zwei Probanden wurden die Ruhemessungen an drei aufeinanderfolgenden Tagen wiederholt. Für das PPG wird bei Proband P02 eine Messung aufgrund eines Sensorausfalls nicht mit betrachtet. Während derselben Messung ergaben sich für das **BKG** keine Trigger auf die J-Welle. Da sich dadurch  $Se$  und  $+P$  nicht bestimmen lassen, wird diese Messung ebenfalls nicht berücksichtigt. Bei der Gegenüberstellung der Spannweite der drei Messungen mit den Interquartilsabständen aller Messungen (siehe Tab. 4.4) zeigt sich, dass die Unterschiede bei beiden Probanden für das **BKG** und das **PPG** am Rücken geringer sind als zwischen allen Messungen. Für das **BKG** scheint sich die Wahl des bevorzugten Triggerpunktes (siehe Abb. 4.4 (a)) P01 entspricht den Messungen 1 bis 3, P02 den Messungen 4-6) für beide Person nicht zu ändern. Für das **PKG** zeigt vor allem Proband P02 eine hohe Spannweite zwischen den Messungen. Für diesen Probanden ändert sich zudem der bevorzugte Bezugspunkt (siehe Abb. 4.4 (b)). Beim Radar übersteigt die Spannweite bei Proband P01 knapp den Interquartilsabstand aller Messungen. Bei der Messung des **PKG** und des Radars scheinen vor allem die Umgebungsbedingungen einen erheblichen Einfluss auf das Signal und die Triggergenerierung zu nehmen.

Tabelle 4.4: Reproduzierbarkeit der Messung an Hand der Spannweite für Proband P01 und P02 im Vergleich zum Interquartilsabstand aller Messungen in der Ruhemessung

Verfahren	Se			+P		
	Spannweite P01 [%]	Spannweite P02 [%]	Interquartils- abstand [%]	Spannweite P01 [%]	Spannweite P02 [%]	Interquartils- abstand [%]
kEKG	0	0	0	0	0	0
BKG: H	18,6	31,0	46,8	9,7	22,3	61,5
BKG: J	18,8	9,3	54,4	23,0	9,2	69,7
PKG: S1	8,8	50,2	18,5	9,9	32,9	16,4
PKG: S2	17,3	54,4	39,0	20,6	46,5	42,8
PPG	3,6	1,2	5,6	1,1	0,2	3,1
Radar	26,5	18,1	26,3	25,1	10,5	21,9

Bei der Betrachtung des Versatzes (siehe Abb. 4.6) zeigt sich, dass die Spannweiten für einen Probanden merklich geringer sind, als die Spannweite aller Messungen. Der Versatz wird von der jeweiligen Person stark beeinflusst. Allerdings sind trotzdem bei den Messungen, abgesehen von **kEKG** und **PPG**, teils deutliche Schwankungen sichtbar. Dies spricht vor allem wieder für eine ungenaue Triggergenerierung.

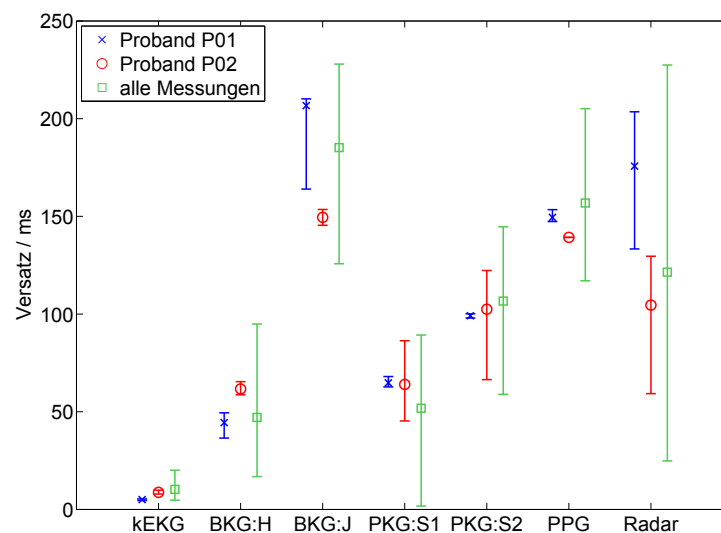


Abbildung 4.6: Wiederholbarkeit des Versatzes für die einzelnen Verfahren: Gekennzeichnet sind dabei der Mittelwert sowie die Spannweite für Proband P01 (blau), Proband P02 (rot) und alle Messungen (grün)

#### 4.2.1.4 Einfluss von Artefakten in der Ruhemessung

Es wurden manuell artefaktbehaftete Bereiche in den Signalen der Ruhemessung markiert. Der Anteil dieser Signalabschnitte am gesamten Signal ist in Abb. 4.7 dargestellt. Das **PKG** ist dabei am anfälligsten für Artefakte durch Umgebungsgeräusche. Subjektiv weisen einige **PKG**-Signale<sup>30</sup>, welche alle am 27.03.2013 aufgenommen wurden, bedeutend bessere Signalqualitäten auf. Bei diesen Signalen sind im Rohsignal die einzelnen Töne sichtbar. Diese Signale weisen im Vergleich zu den restlichen Signalen eine besonders hohe Sensitivität und Prädiktivität auf. Die manuell bestimmten Artefakte besitzen insgesamt jedoch keinen signifikanten Zusammenhang mit den erreichten Werten. Auch bei der Betrachtung der Ergebnisse für 15 s lange Abschnitte lässt sich kein signifikanter Zusammenhang mit den markierten Artefakten nachweisen. Dazu wird für jeden Abschnitt **Se** und **+P** berechnet und der Abschnitt

<sup>30</sup> Dieses Verhalten betrifft vor allem die Messungen P02M1\_3, P15M1, P16M1 und P17M1. Signalbeispiele sind im Anhang in Abb. B.2 dargestellt.

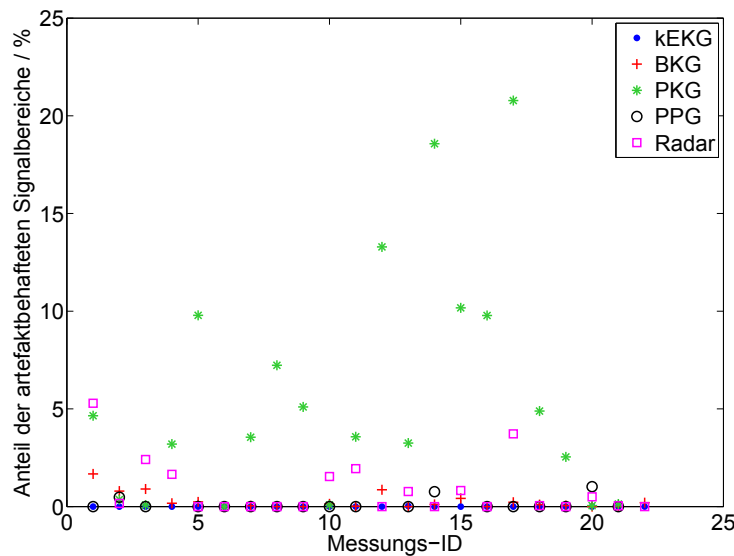


Abbildung 4.7: Anteil der Artefaktlänge am Gesamtsignal für jede Messung

auf Vorliegen eines Artefaktes überprüft. Das Beispiel des **PKG** beim Probanden P18 ist in Abb. 4.8 dargestellt. Dieses zufällige Muster ergibt sich auch bei den anderen Verfahren und Probanden. Einzige Ausnahme bildet das **kEKG**. Bei diesem Signal weichen die Werte nur für einen Probanden von 100 % ab. Genau dieses Signal ist das einzige **kEKG**-Signal, in dem ein Artefakt gefunden wurde.

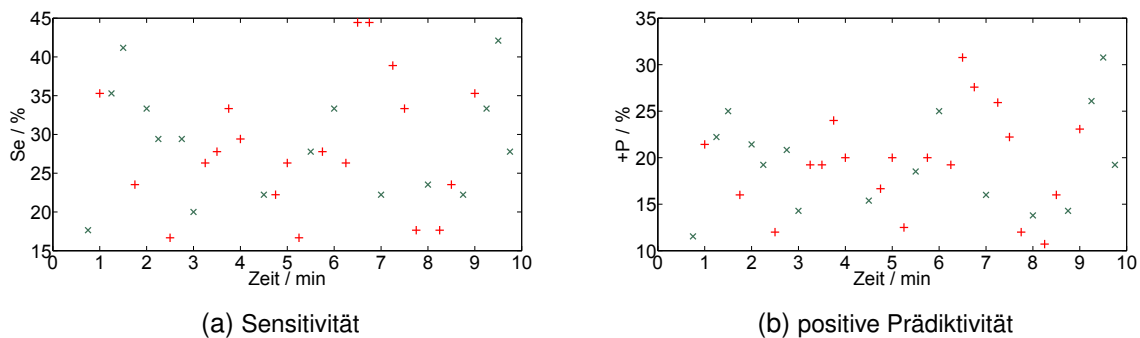


Abbildung 4.8: Darstellung der Kenngrößen  $Se$  und  $+P$  für jeweils 15 s. Rote Marker (+) zeigen dabei Abschnitte an, in denen ein Artefakt vorlag, grüne Abschnitte (x) sind artefaktfrei. Als Beispiel ist hier das PKG bei Proband P18 bezüglich des S1-Tones dargestellt.

#### 4.2.1.5 Korrelationen

In den meisten Kombinationen bestehen keine signifikanten Korrelationen der Sensitivitäts- und Prädiktwerts zu Probandenalter, -gewicht und -größe (siehe Anhang C.1). Für das PKG

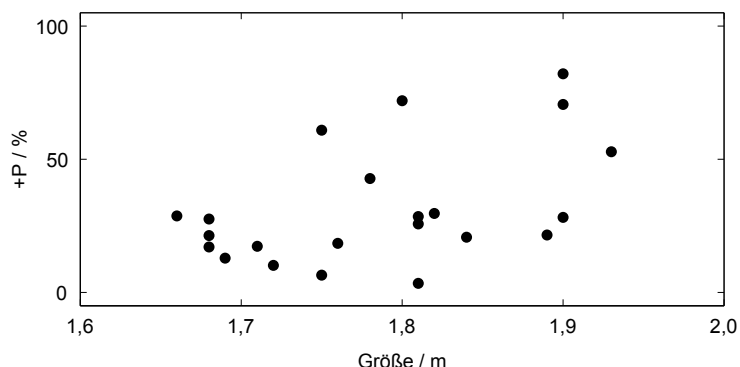


Abbildung 4.9: Korrelation zwischen der positiven Prädiktivität der Radarmessung und der Probanden-größe.

scheint bei der Triggerung auf den S2-Ton bezüglich der Sensitivität eine positive Korrelation mit dem Probandenalter vorzuliegen. Bei der Radarmessung existiert eine positive Korrelation zwischen der Körpergröße der Probanden und der positiven Prädiktivität der Triggerung aus diesem Signal (siehe Abb. 4.9). Der Korrelationskoeffizient beträgt 0,476 bei einem p-Wert<sup>31</sup> von 0,025.

## 4.2.2 Charakterisierung mit Störeinflüssen

Für jedes Manöver wurden die einzelnen Abschnitte der Störmessung in Klassen geteilt und daraus die Verhältnisse *Ver1* und *Ver3* berechnet (siehe Abschnitt 4.1.2).

### 4.2.2.1 Atemmanöver

Zu Anfang der Messungen wurden drei Atemmanöver durchgeführt: Bauchatmung, Einatmen und Luftanhalten sowie Ausatmen und Luftanhalten.

**Bauchatmung:** Für das *kEKG* ergibt sich durch die Bauchatmung bis auf eine Messung keine Änderung des Rohsignals sowie der Kenngrößen. Bei einem Probanden zeigt sich eine deutliche Abnahme der Kenngrößen auf ca. 80 %. Verursacht wird dies durch eine deutliche Zunahme des Rauschens im Signal.

Für das BKG verschlechtert sich für beide Wellen *Ver1* für die Prädiktivität um 0,25. Auch

<sup>31</sup> Der p-Wert ist ein Maß für die Signifikanz eines Zusammenhangs. Bei p-Werten unter 0,05 kann von einem signifikanten Zusammenhang ausgegangen werden. Genauere Informationen zur Berechnung der Korrelation sind in Anhang C.1 aufgeführt

für die Sensitivität senkt sich der Wert bei der H-Welle ebenfalls um 0,25, für die J-Welle um 0,2. Allerdings treten bei der J-Welle auch 4 Messungen auf, in der durch die Bauchatmung überdurchschnittliche Werte erreicht werden. Insgesamt zeigt sich bei 7 Messungen anteilig eine Änderung des Bezugspunktes. Das Rohsignal ist durch eine stärkere Überlagerung der Atmung, verbunden mit einer stärkeren Modulation der Grundlinie und einer Zunahme der Amplituden, gekennzeichnet. Dadurch erreicht das Signal während des Manövers öfter die Begrenzung des Messbereiches, wodurch es zu Fehltriggern, aber teils auch zur Änderung des Bezugspunktes kommt.

Für das **PKG** sind kaum Auswirkungen auf die Kenngrößen sichtbar. Für die Triggerung auf S1 ist jedoch eine deutliche Zunahme der überdurchschnittlichen Werte bei der Prädiktivität vorhanden.

Die Bauchatmung verstärkt in der Mehrzahl der **PPG**-Signale die Modulation der Grundlinie. Dadurch werden Minima im Rohsignal, welche die Herzschläge anzeigen, überdeckt. Die Werte der Prädiktivität werden für 5 Probanden verschlechtert. Auch für die Sensitivität ergibt sich eine Abnahme von **Ver1** um 0,15.

Die Bauchatmung vergrößert auch im Radarsignal bei 7 von 20 Messungen die Amplituden. Eine Auswirkung auf die Triggergenerierung ergibt sich jedoch nicht.

**Einatmen und Luftanhalten:** Im Allgemeinen hat das Luftanhalten nach dem Einatemvorgang keine Auswirkung auf das kapazitive **EKG**. In zwei Fällen ist jedoch eine deutliche Zunahme des Rauschens im Signal feststellbar. Bei einem Probanden ist das Signal so stark gestört, dass für Sensitivität und Prädiktivität nur noch Werte unter 5 % erreicht werden. Auch die nachfolgende Spontanatmung ist noch gestört. Dieser Proband bildet jedoch eine Ausnahme. Für 80 % der Probanden liegen die Kenngrößen vor, während und nach dem Manöver durchgehend bei 100 %.

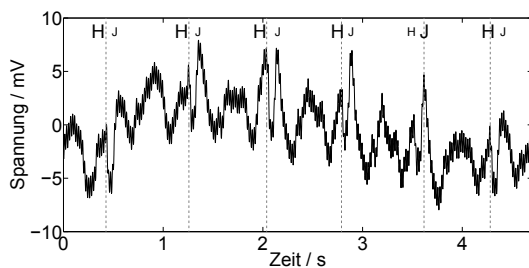
Die Sensitivität nimmt für die Detektion der H-Welle beim **BKG** durch das Einatmen deutlich ab, für die J-Welle zu. Im Rohsignal ist bei zwei Probanden eine deutliche Änderung des Bezugspunktes durch den Wegfall der Atmungsüberlagerung erkennbar (siehe Abb. 4.10). Zusätzlich zeigt sich, dass die Amplituden vor allem während des Einatmens zunehmen. Bei der Hälfte der Messungen überschreiten die Amplituden sogar den Messbereich des Sensors. Dies führt häufig zu einem Ausbleiben der Triggergenerierung, meist über 2 bis 3 Sekunden, obwohl das Signal keinen Unterschied zu vorangegangenen Signalabschnitten zeigt.

Bezüglich der Triggerung auf den S1-Ton ergeben sich starke Änderungen der Kenngrößen. Für den S2-Ton tritt nach Beendigung des Manövers in der folgenden Spontanatmungsphase eine Verbesserung der **Ver1**-Werte sowohl der Sensitivität als auch der Prädiktivität auf. Im Rohsignal ist bei den Probanden 16 und 17, welche sehr deutliche Signale mit hohen Amplituden aufweisen, eine starke Abnahme der Amplituden sichtbar. Es treten nur noch leichte Schwankungen um 0 mV auf. Die Kenngrößen brechen stark ein.

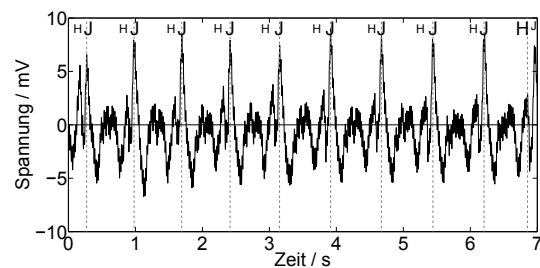
Bezüglich der Sensitivität und der Prädiktivität ergeben sich für das **PPG** keine Änderungen.

Allerdings treten im Rohsignal in 9 von 20 Fällen während des Einatmens Sprünge im Grundniveau auf.

Das Radar zeigt durch die fehlende Überlagerung der Atmung eine deutliche Erhöhung des Auftretens überdurchschnittlicher Werte. Das Grundlinienniveau der Signale ändert sich während des Manövers meist deutlich. In zwei Dritteln der Fälle kommt es zu einer Absenkung des Niveaus, im anderen Drittel erfolgt eine Anhebung. Die Stärke der Änderung variiert zwischen den Messungen.



(a) Ausschnitt aus Spontanatemphase



(b) Ausschnitt aus dem Manöver Einatmen und Luftanhalten

Abbildung 4.10: Änderung des Bezugspunktes beim BKG während des Einatemmanövers: Gezeigt ist jeweils das Rohsignal des BKG sowie die Triggerpunkte als gestrichelte Linie. Die H- bzw. J-Welle ist bezeichnet, wobei die Welle, auf der der Trigger liegt, in größeren Buchstaben gekennzeichnet ist. Während der Spontanatemphase wird bevorzugt auf die H-Welle getriggert. Beim Luftanhalten bei Einatmung verschiebt sich der bevorzugte Bezugspunkt auf die J-Welle. Die Signalabschnitte sind der Messung P02M2\_2 entnommen.

**Ausatmen und Luftanhalten:** Für das **KEKG** zeigt sich für das Luftanhalten nach dem Ausatmen keine Auswirkung. Auch für das **BKG** sind hier keine deutlichen Änderungen sichtbar. Im Signal sind zwar auch hier die Amplituden während des Aus- und Einatmens etwas größer, aber nicht im gleichen Ausmaß, wie beim vorangegangenen Manöver. Für **PKG** und **PPG** sind ebenfalls keine Auswirkungen bemerkbar. Für das Radar ergibt sich hier keine deutliche Verbesserung. Das Signal zeigt bei 75 % der Messungen ein leicht erhöhtes Grundniveau. Zudem steigt die Grundlinie während das Manövers leicht an. Insgesamt zeigt das Luftanhalten nach dem Ausatmen weniger Auswirkungen als das nach dem Einatmen.

#### 4.2.2.2 Bewegungsmanöver

Die Bewegungsmanöver wurden auf Bewegungen der Arme beschränkt. Zuerst wurden beide Arme senkrecht nach oben gestreckt. Dann jeweils nur ein Arm, ebenfalls in die senkrechte Position, zur gegenüberliegenden Seite gehoben.

**KEKG:** Für das **KEKG** ergibt sich durch das Heben beider Arme erstmals eine stärkere Beeinträchtigung. Der Wert **Ver1** sinkt für die Sensitivität auf -0,7 und für die Prädiktivität auf -0,65. Im Rohsignal zeigen sich während des Hebens der Arme folgende Änderungen:

- starke Wellen in der Grundlinie (10 von 20 Messungen)
- Überschreitungen des Messbereiches (6 von 20 Messungen)
- Rauschen mit sehr kleinen Amplituden um einen konstanten Wert nahe 0, begleitet von starkem Rauschen vor- und nachher, exemplarisch in Abb. 4.11 dargestellt (6 von 20)

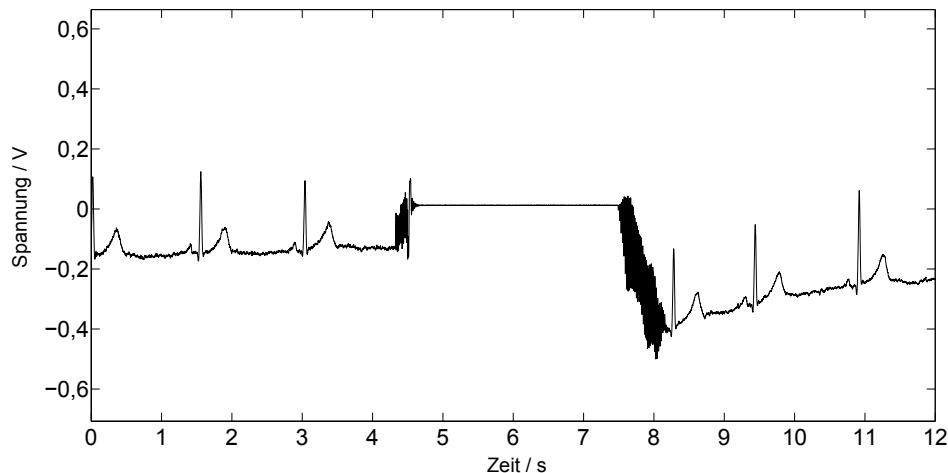


Abbildung 4.11: Beispiel für ein Artefakt im kEKG durch Bewegungsmanöver (Proband P15). Das Signal schwankt nur noch leicht um einen konstanten Wert nahe Null. Zu Beginn und Ende dieses Verhaltens tritt deutliches Rauschen auf.

Für das Senken der Arme zeigen sich ähnliche Artefakte, jedoch etwas weniger ausgeprägt. Die Sensitivität der nachfolgenden Spontanatmungsphase ist bei 5 Probanden durch das Manöver beeinflusst. Für die Prädiktivität trifft dies nur auf 2 Probanden zu.

Das schräge Heben eines einzelnen Armes bewirkt die gleichen Arten von Artefakten im Signal. Der Einbruch für das Heben des linken Armes ist mit einem **Ver1**-Wert von -0,85 die stärkste Verschlechterung im **KEKG**. In 8 Messsignalen ist über das gesamte Bewegungsmanöver kein Nutzsignal sichtbar. Die Sensitivität liegt bei 9 von 20 Messungen unter 50 %. Solch niedrige Werte treten während des Hebens beider Arme nicht auf. Auch für die Prädiktivität sinken in 5 Messungen die Werte während des Manövers unter 50 %.

Beim Heben des rechten Armes sind die Werte besser. Hier ist nur bei einem Probanden das Signal über die gesamte Länge gestört und die Werte unterschreiten 50 % für Sensitivität und Prädiktivität.

**BKG:** Auch das **BKG** wird durch dieses Bewegungsmanöver stark beeinträchtigt. Während des Hebens und Senkens übersteigen die Werte den Messbereich des Sensors für meist 2 s bis 3 s. Nachfolgend werden jedoch durch das langsame Absinken des adaptiven Schwellwertes



über mehrere Sekunden<sup>32</sup>, teilweise über das ganze Manöver keine Trigger erzeugt.

Die Sensitivität weist dadurch sowohl während des Hebens beider Arme als auch in der nachfolgenden Spontanatmung kleinere Werte auf. Die Prädiktivität sinkt während des Manövers ebenfalls. Im Gegensatz zur Sensitivität wird der Wert der nachfolgenden Spontanatmung jedoch nicht merklich beeinflusst. Das Verhältnis **Ver1** ändert sich für die Trigger auf der J-Welle stärker. Für die H-Welle werden jedoch durch das Manöver vor allem in der nachfolgenden Spontanatmung häufiger gar keine Trigger gefunden. Vor dem Manöver tritt dies bei 5 Messungen, danach bei 13 Messungen auf.

Für das schräge Heben des linken Armes werden die Werte ähnlich beeinflusst. **Ver1** beträgt für beide Kenngrößen -0,75. Für den rechten Arm sinken die Verhältnisse etwas weniger stark auf -0,6 für die Sensitivität und -0,55 für die Prädiktivität.

**PKG:** Für das **PKG** sind ebenfalls negative Auswirkungen vor allem auf die Sensitivität sichtbar. Das Verhältnis **Ver1** ist für die Triggerung auf S1 etwas höher. Eine Verschlechterung der Werte für Sensitivität und Prädiktivität ist jedoch für alle Manöver sowohl für S1, als auch S2 sichtbar (siehe Abb. 4.12). Jeweils zu Beginn und zum Ende treten Artefakte auf. Diese können zum Teil jedoch auch von den Ansagen des Versuchsleiters stammen. Bei den visuell gut beurteilbaren Signalen wird während des Hebens und des Senkens beider Arme sowie beim Heben des rechten Armes der Messbereich des Mikrophons an den Maxima überstiegen. Während des Hebens des linken Armes, sinkt die Signalqualität stark. Sie entspricht in dieser Phase der Qualität der anderen Signale.

**PPG:** Die Bewegungsmanöver stören auch das **PPG** stark. Der Wert **Ver1** sinkt während des Hebens beider Arme auf -0,7 für die Sensitivität, auf -0,55 für die Prädiktivität, wobei dieser Wert in der vorangegangenen Spontanatmungsphase jeweils nur -0,1 beträgt. Am häufigsten zeigen sich während des Hebens und Senkens Wellen in der Grundlinie des Rohsignals. Die Sensitivität der nachfolgenden Spontanatmung ist in 8 Fällen unterdurchschnittlich. Die Werte sind im Vergleich mit denen für das **KEKG** schlechter.

Beim schrägen Heben des linken Arms ist ebenfalls eine starke Verschlechterung der Werte erkennbar (**Ver1**=-0,8). Wie im **KEKG** liegen 12 Messungen unter einer Sensitivität von 80 %. Davon unterschreiten allerdings nur zwei Werte von 50 %, wohingegen beim **KEKG** 9 Werte unterhalb dieses Wertes liegen. Für die Prädiktivität ergeben sich bessere Werte. Hier liegt **Ver1** bei -0,45. Die Beeinträchtigung des **PPG** ist im Vergleich zum **KEKG** für dieses Manöver geringer.

Für das Heben des rechten Armes ergeben sich für das **PPG** ähnliche Werte wie beim vorheri-

<sup>32</sup> Die Länge des Aussetzens schwankt stark zwischen den Probanden. Bei einigen Probanden werden schon nach 0,5 s wieder Trigger gesetzt, bei anderen dauert dies bis zu 12 s

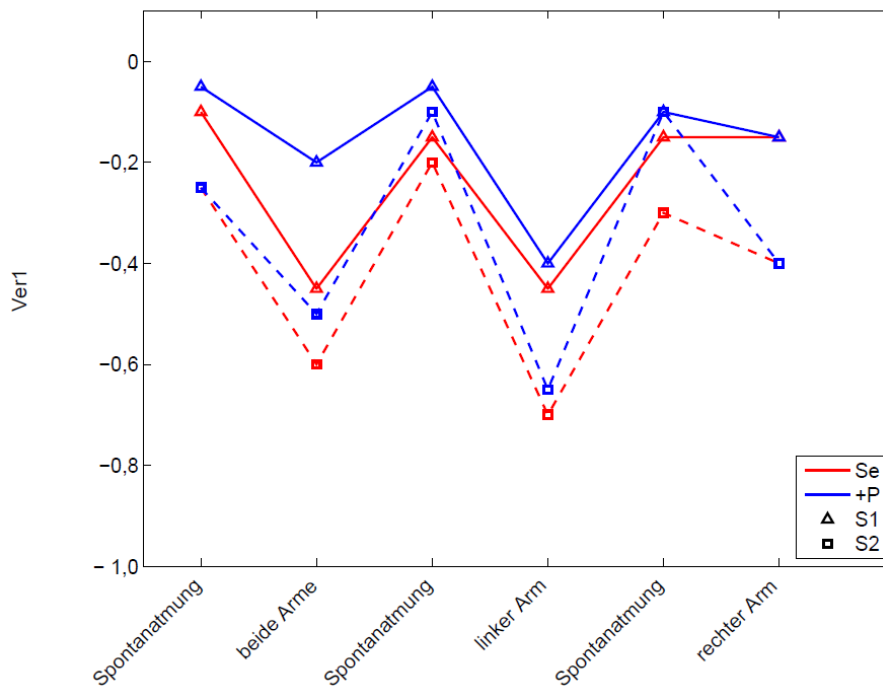


Abbildung 4.12: Ver1-Werte während der Bewegungsmanöver für das PKG sowohl für Sensitivität und Prädiktivität für beide Bezugspunkte S1- und S2-Ton

gen Manöver. Bezüglich der Sensitivität ergeben sich für das **KEKG** bessere Werte. Bezogen auf die Prädiktivität weist das **PPG** nur eine Messung mit Werten unter 80 % auf, das **KEKG** 4 Fälle.

**Radar:** Das Radarsignal zeigt ebenfalls während der Bewegungsmanöver eine Verschlechterung von Sensitivität und Prädiktivität. Durch die Bewegungsmanöver kommt es im Rohsignal in den meisten Fällen zu einer Verlagerung des Grundlinienniveaus. Für das Heben beider Arme verlagert diese sich in 9 von 20 Messungen auf einen niedrigeren Wert (siehe Abb. 4.13). Besonders deutlich wird die Verlagerung beim Heben des linken Armes. Hier zeigen 80 % der Messungen ebenfalls eine Verlagerung nach unten. Für den rechten Arm ist die Verlagerung weniger eindeutig. Hier zeigen 8 von 20 Messungen wiederum eine Verlagerung auf ein leicht höheres Niveau. Durch die Verlagerungen des Grundniveaus bleiben die Werte für die Sensitivität und die Prädiktivität ab dem ersten Bewegungsmanöver durchgehend auf einem niedrigeren Niveau. Die Sensitivität ist dabei gegenüber der Prädiktivität etwas stärker abgeschwächt.

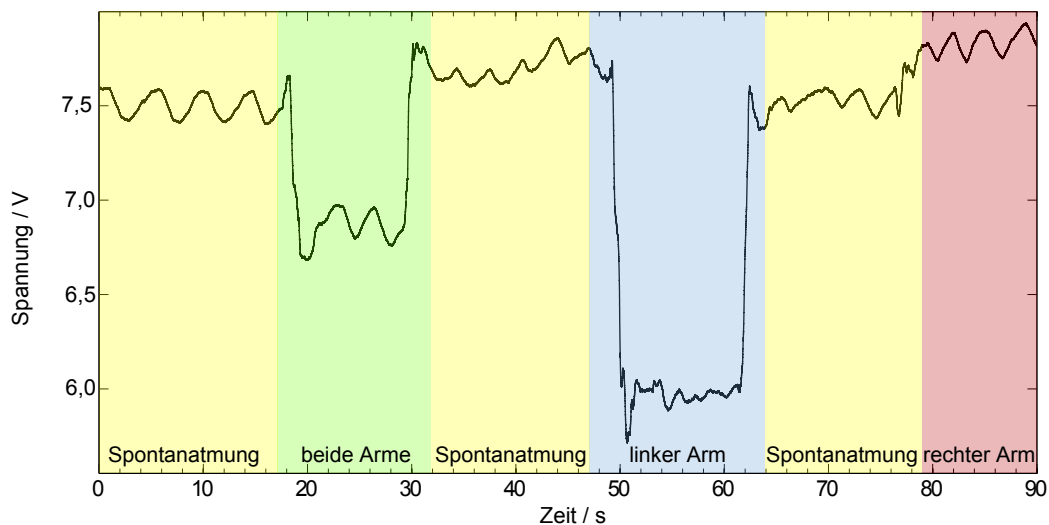


Abbildung 4.13: Beispiel für ein Amplitudensignal des Radars (Rohsignal) während der Bewegungsmanöver bei Proband P16

#### 4.2.2.3 Zusammenfassung

Um die Auswirkung der Bewegungsmanöver im Überblick noch einmal zu veranschaulichen, wurden jeweils die Änderungen von **Ver1** und **Ver3** zwischen einem Manöver und der vorangegangenen Spontanatmung berechnet. Die Änderungen von **Ver3** und **Ver1** wurden addiert und die Ergebnisse ( $\Delta$ ) anhand der Annahmen in Tab. 4.5 bewertet.

Tabelle 4.5: Einteilung der Änderung der Verhältnisse Ver1 und Ver3 ( $\Delta = \text{Ver1} + \text{Ver3}$ )

Grenzen	Symbol	Beschreibung
$\Delta \geq 0,5$	+++	sehr starke Verbesserung
$0,5 > \Delta \geq 0,25$	++	starke Verbesserung
$0,25 > \Delta > 0,05$	+	leichte Verbesserung
$0,05 \geq \Delta \geq -0,05$	0	keine Änderung
$-0,05 > \Delta > -0,25$	-	leichte Verschlechterung
$-0,25 \geq \Delta > -0,5$	--	starke Verschlechterung
$-0,5 \geq \Delta$	---	sehr starke Verschlechterung

Nach dieser Einteilung ergibt sich für alle Verfahren und Manöver das Bild in Tab. 4.6.

Tabelle 4.6: Zusammenfassung der Auswirkung der Störmanöver

Verfahren	Kenngröße	Bauchatmung	Einatmen- Luft- anhalten	Ausatmen- Luft- anhalten	Heben beider Arme	Heben linker Arm	Heben rechter Arm
kEKG	<i>Se</i>	0	0	+	---	---	-
	<i>+P</i>	0	-	0	---	---	-
BKG:	<i>Se</i>	-	-	-	--	-	-
H-Welle	<i>+P</i>	-	-	-	0	-	-
BKG:	<i>Se</i>	-	0	+	---	--	0
J-Welle	<i>+P</i>	0	0	+	--	---	---
PKG:S1	<i>Se</i>	0	-	+	--	--	0
	<i>+P</i>	++	0	+	-	--	-
PKG:S2	<i>Se</i>	-	-	0	--	---	-
	<i>+P</i>	-	-	0	--	---	--
PPG	<i>Se</i>	-	0	-	---	--	---
	<i>+P</i>	--	--	-	--	--	--
Radar	<i>Se</i>	---	+	0	---	0	0
	<i>+P</i>	-	++	-	--	-	-

Zu sehen ist, dass die Atemmanöver bei einigen Signalen noch zu leichten Verbesserungen führen. Sehr starke Verschlechterungen treten während der Atemmanöver nur einmal während der Bauchatmung für das Radar und dort nur für die Sensitivität auf. Die Bewegungmanöver führen in fast allen Fällen zu einer Verschlechterung.

Betrachtet man die gestörten Messungen im Gesamten, sind bei allen Verfahren, wie zu erwarten, Verschlechterungen zu sehen (siehe Tab. 4.7). Dabei nimmt die Sensitivität insgesamt durch die Störungen im Mittel um 6,7 %, die positive Prädiktivität um 6,5 % ab.

Tabelle 4.7: Betrachtung der Kenngrößen (Median) für die gesamte Störmessung im Vergleich zur Ruhemessung

Verfahren	Kenngröße	Ruhemessung	Störmessung
kEKG	<i>Se</i>	100,0 %	93,2 %
	<i>+P</i>	100,0 %	97,9 %
BKG: H-Welle	<i>Se</i>	18,8 %	9,7%
	<i>+P</i>	22,4 %	14,0 %
BKG: J-Welle	<i>Se</i>	54,9 %	49,9 %
	<i>+P</i>	76,6 %	67,0 %
PKG: S1	<i>Se</i>	38,8 %	33,1 %
	<i>+P</i>	34,3 %	28,4 %
PKG: S2	<i>Se</i>	48,9 %	40,4 %
	<i>+P</i>	44,8 %	33,5 %
PPG	<i>Se</i>	97,6 %	90,2 %
	<i>+P</i>	99,0 %	95,3 %
Radar	<i>Se</i>	35,3 %	31,1 %
	<i>+P</i>	26,7 %	22,1 %

## 4.3 Diskussion

### 4.3.1 Erfüllung der Anforderung an Triggeralgorithmus

Für die Triggerung für synchronisierte Herz-CT-Aufnahmen (siehe Kapitel 1.1) werden je nach Einsatz bestimmte Anforderungen an den Triggeralgorithmus gestellt (siehe Tab. 1.1).

Die Anforderungen (1) an die Triggerung für eine qualitativ hochwertige Aufnahme werden ausschließlich vom **kEKG** während der Ruhemessung erfüllt. Für Aufnahmen niedrigerer Qualität, wie sie für erste Übersichtsaufnahmen ausreichen, können höhere Versatzzeiten ausreichend sein (Anforderung (2)). Diese Anforderungen erfüllt das **PPG** im Mittel für die Ruhemessung. Allerdings wird die Forderung einer Sensitivität von min. 95 % bei 6 Messungen, bei der Prädiktivität für 4 Messungen nicht erfüllt. Der geforderte Versatz sowie die Standardabweichung kann in einem Fall nicht erfüllt werden. Zudem fiel der Sensor bei 4 Messungen aus. Bei den Störmessungen konnte für beide Verfahren eine Sensitivität von min. 95 % nicht erreicht werden. Die anderen Verfahren konnten vor allem die geforderte Sensitivität und positive Prädiktivität nicht erreichen. Im Mittel wurden dafür die Anforderungen an den Versatz erfüllt.

Problematisch ist bei der Betrachtung des **BKG** vor allem der Wechsel zwischen den Bezugspunkten der Trigger. Die starke Streuung der Versatzwerte bei symmetrischem Toleranzfenster bei Radar und **PKG** sprechen hier für eine eher zufällige Triggerung. Der Wechsel bzw. das gleichzeitige Triggern auf S1 und S2 bei Nutzung des **PKG** führen zu weiteren Problemen. Für die Verbesserung der Trigger ist hauptsächlich eine Anpassung der Triggergenerierung an die spezifischen Besonderheiten der einzelnen Signale nötig. Anregungen hierzu finden sich in der Literatur. Für das **BKG** sei unter anderem auf [9] und die dort verwendete Literatur verwiesen. Zur Detektion wird hier unter anderem die Kreuzkorrelation und der euklidische Abstand genutzt. Eine andere Methode wird in [34] vorgestellt, welche über spezifische Zeitabstände zwischen den einzelnen Wellen des **BKG**-Signals charakteristische Muster für die Herzschlagdetektion findet. Für die Detektion im Radarsignal liefert [38] eine ausführlichere Beschreibung, wobei jedoch Radarsignale aus dem Fernfeld genutzt werden. Für das **PKG** könnte eine Anpassung der Filterung von Vorteil sein, da durch die Bandpassfilterung mit einer oberen Grenzfrequenz 40 Hz hochfrequente Anteile der Herztöne verloren gehen.

### 4.3.2 Einfluss der Störmanöver

Die Atemmanöver besitzen einen geringeren Einfluss auf die Kennwerte der einzelnen Signale. Durch die Bauchatmung wurde vor allem das Radarsignal negativ beeinflusst. Dies kommt durch die stärkere Bewegung während dieses Manövers zustande. Im Vergleich dazu wird dieses durch das Einatmen und Luftanhalten und die damit verbundene fehlende Überlage-

rung der Atmung deutlich verbessert. Das Luftanhalten besitzt je nachdem, ob es nach dem Einatmen oder nach dem Ausatmen erfolgte, unterschiedliche Auswirkungen auf die einzelnen Signale. Der Grund dafür kann nicht gefunden werden. Allerdings fiel das Luftanhalten nach dem Ausatmen den meisten Probanden schwerer, wodurch es häufiger zu Unterbrechungen oder einem vorzeitigen Abbruch des Manövers kam.

Die Bewegungsmanöver stören alle Signale sehr stark. In der klinischen Anwendung ist eine derart starke Bewegung jedoch unwahrscheinlich. Für das **kEKG** ist vor allem das Anheben der linken Schulter problematisch. Allerdings wird die nachfolgende Spontanatmung häufig beeinträchtigt. Dadurch könnte das Heben des rechten Armes positiver erscheinen, obwohl die Störung ähnlich stark wie beim linken Arm ist. Dies gilt für die Betrachtung aller Verfahren.

Auch das **EKG**, welches als Referenz dient, wird durch die Bewegungsmanöver beeinträchtigt. Hier kommt es durch die Manöver und unter anderem die damit verbundene Bewegung der Kabel zu einer Zunahme des Rauschens. Die Referenztrigger wurden zwar manuell korrigiert, teilweise war jedoch nur eine Schätzung der R-Zacke möglich. Einzelne falsche Referenztrigger können deswegen nicht ausgeschlossen werden.

Problematisch bei der Beurteilung der Störmanöver ist die Einteilung in Klassen. Durch die verschiedenen Standardabweichungen in den Ruhesignalen, welche für das **kEKG** sehr gering, für das Radar beispielsweise jedoch relativ hoch sind, kommt es bei gleicher prozentualer Änderung der Werte für Sensitivität und Prädiktivität für das **kEKG** viel eher zu einem Wechsel der Klasse als bei den anderen Signalen. In der Auswertung wurde nur der Klassenwechsel betrachtet. Dies kann zu einer Verfälschung der Relationen zwischen den Signalen führen. Eine absolute Betrachtung der Änderung ist jedoch kaum möglich. Durch die harten Grenzen bei Signalunterteilung in die Abschnitte der einzelnen Manöver kommt es zu Grenzeffekten. Dies bedeutet, dass der Referenztrigger knapp links der Grenze liegt, der zugehörige Trigger in einem anderen Signal jedoch durch den Versatz schon rechts der Grenze. Dadurch wird im ersten Abschnitt fälschlicherweise ein **FN**, im nachfolgenden Abschnitt ein **FP** gezählt. Zudem treten außer beim **kEKG** auch in den 15 s langen Abschnitten der Ruhemessung Unterschiede in der Triggerperformance auf. Würden die Werte absolut betrachtet, wäre eine Unterscheidung zwischen der Auswirkung dieser Faktoren und der Auswirkung der Störmanöver nicht möglich. Weitere Probleme treten durch das Aufeinanderfolgen der Manöver auf. Wird durch ein Manöver die nachfolgende Spontanatmung gestört, ist das Ausmaß des nächsten Manövers schwer abzuschätzen.

Zur Verbesserung dieser Probleme wäre zuerst eine feinere Klasseneinteilung zu testen. Daneben sollte für die Klasseneinteilung eine Einteilung nach Konfidenzintervallen erfolgen. Neben der Betrachtung der absoluten Verhältnisse der unter- bzw. überdurchschnittlichen Werte zur Gesamtzahl der Messungen könnte eine Beurteilung der Klassenwechsel erfolgen.

Für die Anfertigung weiterer Aufnahmen wäre es zudem von Vorteil, pro Messung nur ein Störmanöver durchzuführen. Das nächste Störmanöver sollte erst durchgeführt werden, wenn wieder der stationäre Zustand erreicht ist.

### 4.3.3 Weitere Anmerkungen

Die Signalqualität des **PKG** war in den meisten Aufnahmen sehr schlecht. Dass sich die Qualität bei den visuell sehr guten Aufnahmen durch das schräge Heben des linken Armes stark verschlechtert, spricht dafür, dass in allen anderen Aufnahmen die Einkopplung der Herztöne in das Mikrophon nicht optimal war. Die **CT**-Tischauflage wurde in den vorgenommenen Messungen auf eine ebene Liege aufgelegt. Ein **CT**-Tisch ist jedoch leicht gekrümmt. Durch die Aufnahme auf einem solchen könnte die Einkopplung und somit die Signalqualität des **PKG** verbessert werden.

Die Positionierung erfolgte bis jetzt einheitlich über eine Markierungslinie für die Schultern. Bei kleinen Probanden fällt die positive Prädiktivität bei der Triggerung über das Radarsignal kleiner aus, als bei größeren Probanden. Dies könnte eine Ursache in der relativ gesehen tieferen Position der Radarantennen in Bezug auf das Herz liegen. Zu prüfen ist, ob kleinere Probanden weiter unten auf der Messmatte positioniert werden können, ohne dass sich die Signalqualität vor allem in Bezug auf das **kEKG** ändert.

Insgesamt sollte der Stichprobenumfang durch weitere Messungen erhöht werden. Dabei wäre vor allem eine Erhöhung der Altersspannweite für die bessere Feststellung des Alterseinflusses auf die verschiedenen Signale sinnvoll.





## 5 Sensordatenfusion

### 5.1 Einordnung der Aufgabenstellung in die vorgestellten Fusionsschemata

Für die Einordnung der Sensoren bezüglich ihres Verhältnisses zueinander ist es wichtig, die jeweils betrachtete physiologische Erscheinung einzubeziehen. Prinzipiell werden unterschiedliche Sensortechnologien verwendet und Informationen sowohl über die elektrische als auch die mechanische Aktivität des Herzens gewonnen. Interessiert allein die Erfassung der Herzfrequenz, ist eine Betrachtung als konkurrierende Sensoren möglich. Bezüglich dieses Parameters liegt eine identische Messgröße sowie ein identischer Erfassungsbereich vor. Ein unzureichendes Signal eines Sensors führt bezogen auf die Herzfrequenz nicht zu einem Informationsverlust. Neben der Herzfrequenz sind in den Signalen der Sensoren andere Informationen enthalten. Bezüglich dieser Informationen sind die Sensoren komplementär. Beispielsweise kann aus dem Auftreten von Herzgeräuschen im **PKG** auf eine Herzklappeninsuffizienz geschlossen werden. Daneben existieren kooperative Parameter, wie die Pulswellenlaufzeit. Dazu wird die Zeit zwischen der R-Zacke im **EKG** und dem Auftreten des Minimums im **PPG** berechnet [4]. Zwischen **EKG** und **BKG** kann das RJ-Intervall als kooperativer Parameter ermittelt werden [11]. Im Rahmen dieser Arbeit wird jedoch nur die konkurrierende Fusion betrachtet.

Aus den einzelnen Messdaten werden jeweils über angepasste Verfahren die Herzschläge detektiert. Die entstehenden Triggersignale werden fusioniert. Die Fusion erfolgt auf Entscheidungsebene und somit dezentral.

Die Datenaufnahme der einzelnen Sensoren erfolgt synchron. Dies wird durch die gemeinsame Nutzung eines Biosignalverstärkers erreicht. Die Datenverarbeitung erfolgt parallel.

### 5.2 Realisierung

Die Umsetzung der Fusion der vorliegenden Signale kann auf unterschiedliche Weise geschehen. Im Folgenden werden zwei Ansätze für die konkurrierende Fusion der verschiedenen Triggersignale vorgestellt und getestet.

### 5.2.1 Fusion nach Brüser

In Kapitel 2.3.4.1 wird ein Algorithmus zur Indikatorfusion bei Verwendung eines Ballistokardiogramms vorgestellt. Es werden Zeitstempel verschiedener Detektionsalgorithmen zur endgültigen Bestimmung der Zeitpunkte einzelner Herzschläge fusioniert. In der hier betrachteten Messanordnung werden ebenfalls verschiedene Zeitstempel durch die verschiedenen Aufnahmemethoden der Herzaktivität erstellt. Der Algorithmus von Brüser *et al.* wird auf diese angewendet.

#### 5.2.1.1 Konkrete Umsetzung

Da die in [9] beschriebene Methode zur Wichtung nicht auf die erstellten Triggersignale angewendet werden kann, wird vorerst auf die Wichtung der einzelnen Trigger verzichtet und der Wert  $\omega^i$  auf 1 gesetzt. Prinzipiell wird der Algorithmus jedoch so ausgelegt, dass das Einfügen einer Wichtungsfunktion perspektivisch möglich ist.

Zuerst wird jedes Verfahren als Referenz festgesetzt und mit allen anderen Signalen verglichen. Als Suchintervall wird wie in [9] eine Zeitspanne von  $\pm 330$  ms verwendet. Als Ergebnis dieser Funktion entsteht ein Vektor, welcher die Trigger aus dem Vergleichssignal enthält, die zum Trigger des Referenzsignals gehören. Daneben werden zu jedem Trigger auch die Wichtungsfaktoren<sup>33</sup> ermittelt. Wird kein Trigger im Intervall gefunden, wird die Wichtung an dieser Stelle auf 0 gesetzt. Die Vektoren für jedes Verfahren werden anschließend zusammen mit dem Referenzsignal in einer Matrix  $Q_m$  abgelegt.

Die zusammengehörigen Trigger aus  $Q_m$  werden anschließend über die Gleichung (5.1) und (5.2) gemittelt und als Paare in der Matrix  $Q_z(T, W)$  gespeichert:

$$T_i = \frac{t_{i,kEKG} \cdot \omega_{i,kEKG} + t_{i,BKG} \cdot \omega_{i,BKG} + t_{i,PKG} \cdot \omega_{i,PKG} + t_{i,PPGRueck} \cdot \omega_{i,PPGRueck} + t_{i,Radar} \cdot \omega_{i,Radar}}{\omega_{i,kEKG} + \omega_{i,BKG} + \omega_{i,PKG} + \omega_{i,PPGRueck} + \omega_{i,Radar}} \quad (5.1)$$

$$W_i = \frac{\omega_{i,kEKG} + \omega_{i,BKG} + \omega_{i,PKG} + \omega_{i,PPGRueck} + \omega_{i,Radar}}{5} \quad (5.2)$$

Der Heart-beat-score  $H(t)$  (vgl. Abschnitt 2.3.4.1) wird als Vektor über die gesamte Signallänge mit Nullen initialisiert. An den Stellen  $T^i$  wird der Wert  $W^i$  in den Vektor geschrieben. Werden bei verschiedenen Referenzsignalen die selben zusammengehörigen Trigger gefunden, ergeben sich identische Zeitpunkte  $T^i$ . In diesem Fall werden die Wichtungen  $W^i$  summiert. Die Wichtungswerte aus  $H(t)$  werden anschließend mit einer festen Grenze  $gH$  für die verglichen. Wird diese Grenze überstiegen, wird der entsprechende Zeitpunkt als endgültiger Trigger festgelegt.

<sup>33</sup> Wichtig wird dieser Schritt erst bei Einbau einer Wichtung

Da alle Trigger mit der Wichtung 1 versehen wurden, gibt der Wert  $W_i$  an, wie viele Sensoren in einem Intervall einen Trigger finden. Vorausgesetzt in einem Intervall findet sich in jedem Signal ein Trigger, ist  $W_i$  gleich 1.

Die Ergebnisse für die Charakterisierung der Einzelsignale (siehe Abschnitt 4.2) zeigen einen deutlichen Qualitätsunterschied zwischen den 5 aufgenommenen Signaltypen. So weisen **kEKG** und **PPG** sehr gute Werte für Sensitivität und Prädiktivität auf, wohingegen die anderen bedeutend schlechtere Werte liefern. Auf Grund dessen wird die Fusion nach Brüser in drei Signalkombinationen durchgeführt:

- alle fünf Signale
- **kEKG** und **PPG**
- **BKG**, **PKG** und Radar

Für die Fusion aller fünf Signale werden die Gleichungen (5.1) und (5.2) genutzt. Für die beiden anderen Kombinationen wurden die Gleichungen entsprechend angepasst.

Für die Bestimmung der endgültigen Trigger wird vorausgesetzt, dass für mindestens drei Referenzsignale die entstehenden repräsentativen Indikatorpaare identisch sind. Da bei alleiniger Übereinstimmung zweier Sensoren der Wert für  $H(t)$  max. 2 betragen kann, wird als Bedingung für die Festlegung endgültiger Trigger  $H(t) > 2$  genutzt.

Die Fusion zweier Signale nach diesem Algorithmus entspricht, je nach Wahl der Grenze, einer reinen UND- bzw. einer reinen ODER-Verknüpfung. Mittels der Bedingung  $H(t) = 2$  wird die UND-Verknüpfung gewählt.

Da **BKG**, **PKG** und Radar viele Fehltrigger aufweisen, soll hier der endgültige Trigger nur bei Übereinstimmung aller Sensoren gesetzt werden. Dazu wird die Grenze, analog zur Fusion aller Signale, mit  $H(t) > 2$  festgelegt.

#### 5.2.1.2 Besonderheiten bei der Auswertung

Für die Bestimmung der Kenngrößen wird für die Festlegung des Toleranzfensters der erwartete mittlere Versatz benötigt. Für die fusionierten Trigger werden, entsprechend zu **kEKG**, **PPG** und Radar (vgl. Tab. 4.2), ausschließlich Trigger mit positivem Versatz für die Mittelwertberechnung beachtet.

Die Auswertung der Störmanöver erfolgt hier nur als gesamtes Signal.

#### 5.2.2 Eigenentwickelte Fusion von **kEKG** und **PPG**

Aus den Untersuchungen der Einzelsignale (siehe Abschnitt 4.2 und 4.3) ergibt sich unter den momentanen Randbedingungen, dass nur die Verfahren **kEKG** und **PPG** hohe Sensitivitäten

und positive Prädiktivitäten erreichen. Neben der Fusion dieser beiden Signale über den Algorithmus nach Brüser, der in der jetzigen Form einer alleinigen UND-Verknüpfung entspricht, wird ein weiterer Fusionsalgorithmus vorgestellt.

### 5.2.2.1 Grundidee

Der Grundgedanke der Fusion ist eine UND- bzw. ODER-Verknüpfung der Trigger-Signale aus **kEKG** und **PPG** unter Nutzung von Vorwissen aus der Untersuchung der Einzelsignale. Der Grundgedanke der Fusion ist in Abb. 5.1 dargestellt.

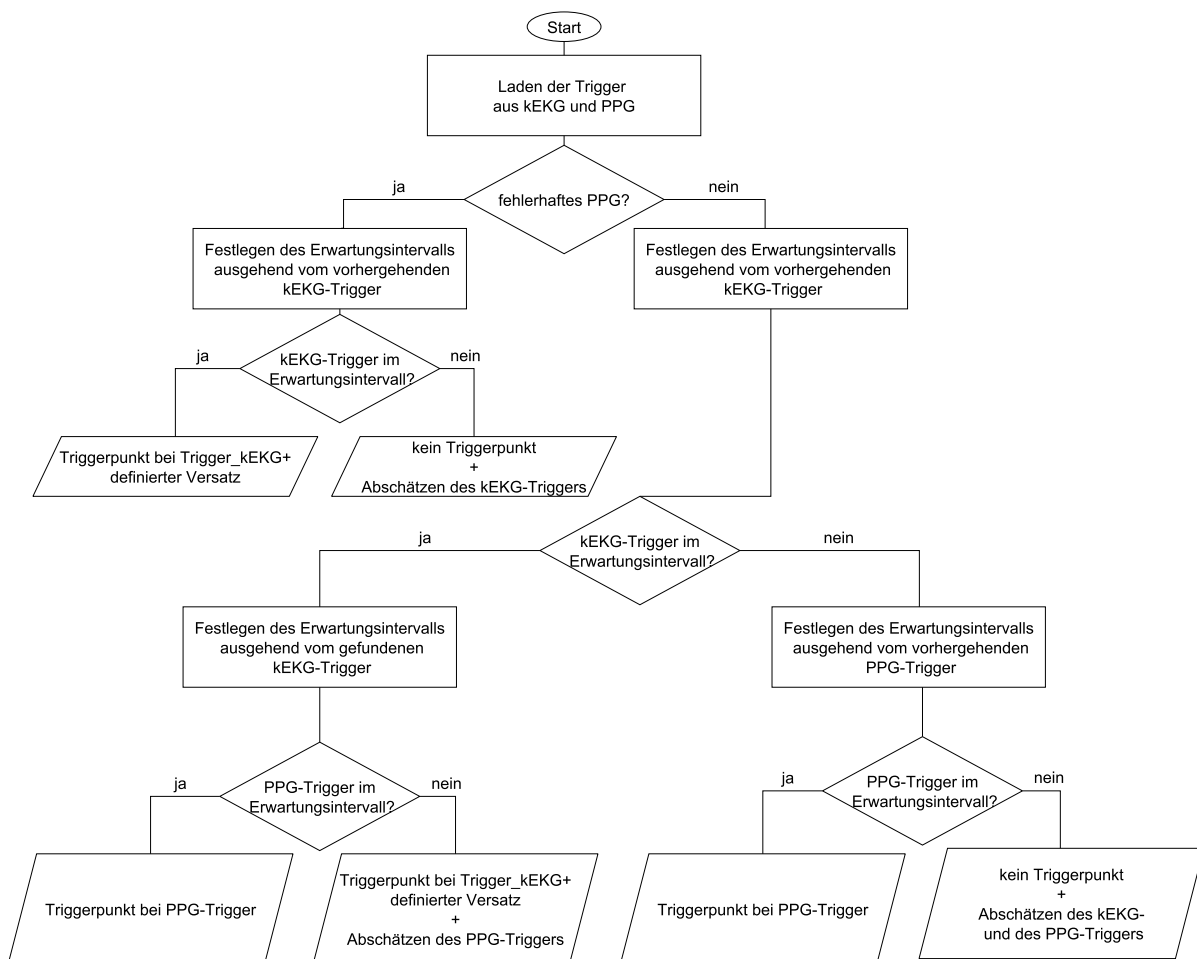


Abbildung 5.1: Grundschemata zur eigenentwickelten Fusion von kEKG und PPG

Da in 4 Messungen der **PPG**-Sensor vollständig ausfiel, soll dies vom Algorithmus erkannt werden. Liegt ein solches Verhalten vor, wird ausschließlich das Trigger-Signal des **kEKG** verwendet. In diesem Signal wird jeweils in einem bestimmten Erwartungsintervall nach einem Trigger gesucht. Wird ein Trigger in diesem Intervall gefunden, wird auch im fusionierten Triggersignal ein Trigger gesetzt. Da bei Vorliegen eines korrekten **PPG** der **PPG**-Trigger den Zeitpunkt des endgültigen Triggers festlegt, wird bei alleiniger Nutzung des **kEKG** dem endgültigen Trigger ein definierter Versatz zum **kEKG** gegeben. Wird kein **kEKG**-Trigger im Erwartungsintervall gefunden, wird auch im endgültigen Triggersignal kein Trigger gesetzt. Für die Definition des nachfolgenden Erwartungsintervalls wird jedoch der fehlende **kEKG**-Trigger geschätzt.

Liegen beide Signale vor, wird ebenfalls zuerst nach einem **kEKG**-Trigger im Erwartungsintervall gesucht. Ist ein Trigger vorhanden, wird von diesem aus ein Erwartungsintervall für das **PPG** festgelegt. Befindet sich dort ein **PPG**-Trigger, wird dieser für die Festlegung des endgültigen Triggers genutzt. Kann in diesem neuen Erwartungsintervall kein **PPG**-Trigger gefunden werden, wird wie oben beschrieben der **kEKG**-Trigger und der definierte Versatz zur Generierung des fusionierten Triggers genutzt und der **PPG**-Trigger für dieses Intervall geschätzt. Wird im **kEKG**-Signal kein Trigger im Erwartungsintervall gefunden, wird ausgehend vom letzten **PPG**-Trigger ein Erwartungsintervall für einen neuen **PPG**-Trigger festgelegt. Ist dieser vorhanden, wird er für das fusionierte Trigger-Signal genutzt. Befindet sich in dieser Zeitspanne ebenfalls kein Trigger, wird auch kein endgültiger Trigger gesetzt und sowohl ein Trigger für das **kEKG**- als auch einer für das **PPG** vorhergesagt.

### 5.2.2.2 Konkrete Umsetzung

**Startphase:** Nach dem Laden der Triggersignale wird zuerst eine Vorlaufzeit von 10 s benötigt, in der noch keine fusionierten Trigger ausgegeben werden. Sie dient der Ermittlung der Startwerte für das mittlere RR-Intervall sowie den mittleren Versatz zwischen **PPG** und **kEKG**. Dazu werden zuerst die Trigger aus dem **kEKG** gesucht und deren Abstand als RR-Intervall (**RR\_kEKG**) definiert und berechnet. Zu einem **kEKG**-Trigger wird in den nachfolgenden 225 ms nach einem Trigger im **PPG** gesucht. Der Versatz  $v$  wird als Differenz zwischen dem **PPG** und dem **kEKG** berechnet. Wird kein zugehöriger **PPG**-Trigger gefunden, wird für  $v$  der Wert 140 ms festgesetzt. Dieser entspricht ca. dem mittleren Versatz des **PPG** zum **kEKG** bei Betrachtung aller Probanden<sup>34</sup> (siehe Abb. 4.1).

<sup>34</sup> Für den mittleren Versatz des **PPG** gegenüber dem **EKG** ergibt sich ein Wert von 150 ms, für den Versatz des **kEKG** gegenüber dem **EKG** 10 ms.

**Überprüfung des PPG:** Anschließend wird das PPG überprüft, um die fehlerhaften PPG-Signale, welche durch einen Sensorausfall entstanden, zu erkennen. Dafür werden alle Trigger aus dem PPG-Signal innerhalb der Startphase betrachtet und deren Differenz bestimmt. Treten dabei Werte unterhalb von 550 ms bzw. oberhalb von 1750 ms auf, wird das PPG als fehlerhaft gekennzeichnet. Die Grenzwerte wurden dabei empirisch aus den vorhandenen Datensätzen ermittelt.

Der nachfolgende Ablauf wird über die restliche Signallänge in einer Schleife durchlaufen. Ein Schleifendurchlauf entspricht dabei einem Herzschlag.

**Berechnung der Mittelwerte für RR-Intervall und Versatz:** Es werden die Werte  $RR\_kEKG$  sowie  $v$  jeweils für den vorangegangenen Herzschlag berechnet. Um stark abweichende Werte später nicht mit in die Mittelwertbildung einzubeziehen, wird die Abweichung vom vorangegangenen Mittelwert betrachtet. Übersteigt diese einen festgeschriebenen Prozentsatz des vorangegangenen Mittelwerts, wird ein neuer Wert für die Mittelwertberechnung zugewiesen. Für  $RR\_kEKG$  wird der Prozentsatz  $deck\_RR$  verwendet. Bei Überschreitung wird dem aktuellen  $RR\_kEKG$  der Wert des letzten  $RR\_kEKG$  der Startphase zugewiesen. Wird beim  $v$  der Prozentsatz  $deck\_v$  überschritten, wird hier entsprechend zur Startphase der Wert 140 ms zugeordnet.

Anschließend werden die Mittelwerte berechnet. Dazu werden jeweils die vorangegangenen 10 Trigger betrachtet. Der Mittelwert für die RR-Intervalle ( $mittel$ ) ergibt sich so aus jeweils 9 RR-Intervallen, der Mittelwert für den Versatz ( $v\_mittel$ ) aus 10 vorherigen Werten. Solange diese Anzahl noch nicht vorliegt, werden alle bis dahin erzeugten Werte zur Mittelwertbildung genutzt.

**Erwartungsintervall für das kEKG:** Um die Grenzen des Erwartungsintervalls festzulegen, wird auf den vorangegangenen  $kEKG$ -Trigger der aktuelle Mittelwert der RR-Intervalle addiert. Von diesem Wert wird für die untere Grenze ein Prozentsatz des Mittelwertes ( $g$ ) subtrahiert, für die obere Grenze addiert. Innerhalb dieser Grenzen wird nach einem neuen  $kEKG$ -Trigger gesucht. Wird ein Trigger gefunden, wird dieser als korrekt angesehen und die Variable  $kEKG\_ok$  erhält den Wert 1. Wird kein Trigger gefunden, erhält die Variable den Wert 0 und es wird ein Trigger in der Mitte des Intervalls geschätzt. Werden mehrere Trigger gefunden (möglich durch kurze Intervalle und fehlerhafte Erkennungen) wird zuerst der Trigger gesucht, welcher der Schätzung am nächsten kommt. Dieser wird als neuer  $kEKG$ -Trigger festgelegt. Anschließend wird der Abstand zwischen allen im Intervall liegenden Triggern geprüft. Ist der kleinste auftretende Abstand kleiner als ein gewisser Prozentsatz des Mittelwertes für die RR-Intervalle ( $g\_doppelTrig$ ), wird angenommen, dass im Intervall Fehltrigger auftreten und der Variablen  $kEKG\_ok$  wird der Wert 0 zugewiesen. Andernfalls wird der Trigger trotzdem als korrekt gewertet und  $kEKG\_ok$  wird 1.

**Fehlerhaftes PPG:** Im Falle, dass ein fehlerhaftes PPG vorliegt, wird allein das kEKG betrachtet. Auf alle kEKG-Trigger, die als korrekt gewertet wurden ( $kEKG_{ok} = 1$ ), wird ein definierter Versatz ( $def\_V$ ) aufaddiert und als Zeitpunkt für einen endgültigen Trigger genutzt.

**Erwartungsintervall für das PPG bei gefundenem kEKG-Trigger:** Wurde ein korrekter kEKG-Trigger gefunden, wird anschließend in einem Intervall um diesen um den mittleren Versatz erhöhten Zeitpunkt nach einem zugehörigen PPG-Trigger gesucht. Die Grenzen werden durch Subtraktion bzw. Addition einer festen Zeit ( $gP$ ) ermittelt. Wird kein Trigger gefunden, wird analog zum fehlerhaften PPG verfahren. Wird ein Trigger ermittelt, gilt dieser als korrekt. Das PPG weist im Gegensatz zum kEKG eine höhere Standardabweichung des Versatzes auf. Um die geringere Standardabweichung des kEKG zum Teil mit nutzen zu können, wird der endgültige Trigger auf den Zeitpunkt aus kEKG-Trigger plus definierten Versatz gesetzt, falls der eigentliche Versatz zwischen gefundenem PPG- und kEKG-Trigger unterhalb des definierten Versatzes liegt. Ist der Versatz höher, ist der endgültige Trigger mit dem gefundenen PPG-Trigger identisch. Werden mehrere PPG-Trigger im Intervall gefunden, wird der Trigger mit dem geringsten Abstand zur Intervallmitte ermittelt und anschließend analog zum Fund eines Triggers verfahren.

**Erwartungsintervall für das PPG ohne Trigger im kEKG:** Wird im entsprechenden Erwartungsintervall kein kEKG-Trigger gefunden oder werden die gefundenen Trigger als fehlerhaft aussortiert, wird aus dem vorangegangenen PPG-Trigger und dem mittleren RR-Intervall ein neues Erwartungsintervall definiert. Da hier neben der unterschiedlichen Länge der RR-Intervalle auch der unterschiedliche Versatz der PPG-Trigger berücksichtigt werden muss, wird im Vergleich zum Prozentsatz des kEKG für die Festlegung der Grenzen ein größerer Wert gewählt ( $g2$ ). Wird kein PPG-Trigger gefunden, wird der PPG-Trigger entsprechend der Mitte des Erwartungsintervalles geschätzt. Wird ein Trigger gefunden, wird der mittlere Versatz mit dem definierten Versatz ( $def\_V$ ) abgeglichen. Unterschreitet der mittlere Versatz den Vergleichswert, wird für die Festsetzung des endgültigen Triggers die Differenz auf den PPG-Trigger aufaddiert. Im anderen Fall wird der endgültige Trigger dem PPG-Trigger gleichgesetzt. Für mehrere Trigger wird bezüglich des Triggers mit dem geringsten Abstand zur Intervallmitte analog verfahren.

**Überprüfung des endgültigen Triggersignals** Zum Abschluss wird der Abstand des erzeugten endgültigen Triggers zu dessen Vorgänger ermittelt. Unterschreitet die Differenz dabei den Prozentsatz  $g\_TrigEnde$  des mittleren RR-Intervalls, wird von einem falsch positiven Trigger ausgegangen und dieser wieder gelöscht.

### 5.2.2.3 Besonderheiten zur Auswertung

Für die Beurteilung der Fusionsergebnisse werden die Werte aus der Ruhemessung und die gesamte Störmessung ohne Unterteilung betrachtet. Da in der Startphase keine Trigger generiert werden, werden die ersten 10 s des Referenzsignals für die Auswertung nicht betrachtet. Die Abweichung des Fusionsergebnisses bezüglich der Sensitivität und der positiven Prädiktivität vom Ergebnis der reinen **kEKG**-Trigger wird für jeden Probanden berechnet. Das **kEKG** wird als Referenz herangezogen, da es bei der Betrachtung der Einzelsignale im Durchschnitt die höchsten Werte für beide Kenngrößen aufweist. Positive Werte zeigen dabei eine Verbesserung gegenüber dem **kEKG** an, negative eine Verschlechterung. Die Abweichungen werden anschließend gemittelt, um für die Gesamtheit der Probanden eine Aussage treffen zu können. Die gemittelten Differenzen werden nachfolgend als  $A_{Se}$  bzw.  $A_{+P}$  bezeichnet. Diese Werte werden im Anschluss als Maß für die Optimierung der Fusionsparameter<sup>35</sup> genutzt.

## 5.3 Ergebnisse

### 5.3.1 Fusion nach Brüser

**Fusion aller fünf Signale:** Bei der Fusion aller fünf Signale nach dem vorgestellten Algorithmus nach Brüser bleibt die Sensitivität sowie die positive Prädiktivität hinter den beiden Verfahren **kEKG** und **PPG** zurück (siehe Abb. 5.3 (a)). Sie ist jedoch höher als bei den restlichen Signalen. Ursache hierfür ist unter anderem die breite Streuung des Versatzes bei Betrachtung des symmetrischen Toleranzfensters (siehe Abb. 5.2), bedingt durch die hohen Schwankungen in einem Teil der fusionierten Signale.

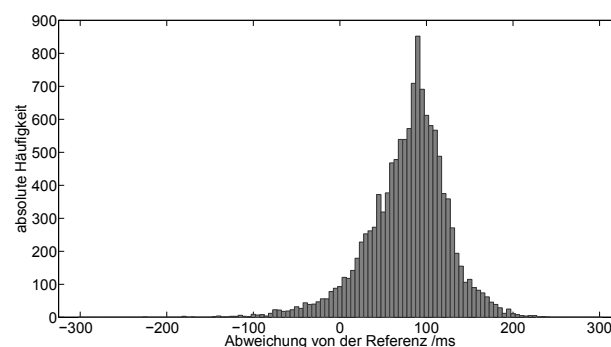


Abbildung 5.2: Versatz aller Probanden bei symmetrischem Toleranzfenster für die Fusion nach Brüser für alle fünf Signale

<sup>35</sup> Als Fusionsparameter werden im Folgenden die in Abschnitt 5.2.2.2 eingeführten Parameter  $g$ ,  $g2$ ,  $gP$ ,  $g\_doppelTrig$ ,  $g\_TrigEnde$ ,  $def\_V$ ,  $deck\_v$  und  $deck\_RR$  bezeichnet



Der Versatz liegt durchschnittlich bei 85,5 ms. Die Standardabweichung ist jedoch höher als bei den einzelnen Verfahren und übersteigt die geforderte Grenze von 20 ms (siehe Abb. 5.3 (b)).

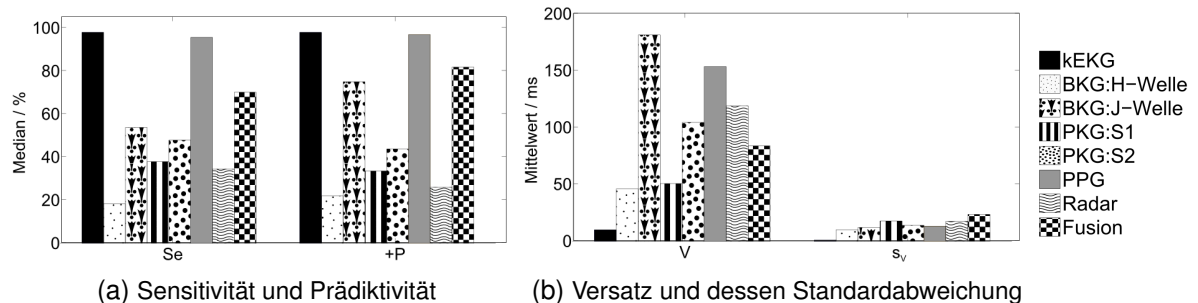


Abbildung 5.3: Ergebnisse bezüglich Se, +P, V und  $s_V$  für Ruhemessungen bei der Fusion nach Brüser unter Nutzung aller Signale

Für die gestörten Messungen ergibt sich ein beinahe identisches Bild (siehe Abb. C.8 im Anhang).

**Nutzung von kKEG und PPG:** Die Sensitivität wird dadurch, dass in beiden Signalen ein Trigger vorliegen muss, vor allem bei den gestörten Messungen negativ beeinflusst (siehe Abb. 5.4 (b)). Der Median der Prädiktivität ist durch die Fusion im Vergleich zum PPG 2,3 % verbessert, unterschreitet jedoch den Wert des kKEG um 0,3 %. Der Versatz liegt durch die Mittelung beider Signale in beiden Messkonfigurationen mit ca. 80 ms zwischen den Einzelsignalen. Die Standardabweichung unterschreitet dafür mit 8,1 bzw. 9,5 ms die Werte des PPG (siehe Abb. C.9).

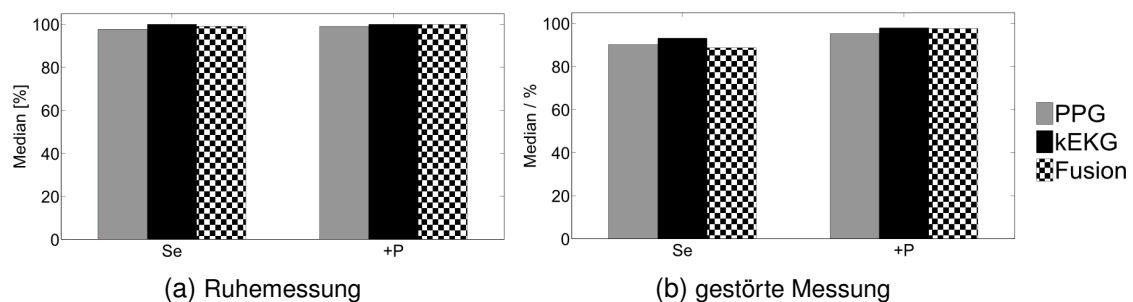


Abbildung 5.4: Ergebnisse für Se und +P bei Fusion von kKEG und PPG nach dem Algorithmus nach Brüser

**Nutzung BKG, PKG und Radar:** Die bei der Fusion beteiligten Einzelsignale zeigen jeweils bei der Betrachtung des Versatzes bei symmetrischem Toleranzfenster um die R-Zacke des **EKG** mehrere bevorzugte Bezugspunkte (siehe Abschnitt 4.2.1.1). Dadurch bedingt zeigen sich bei den fusionierten Triggern ebenfalls mehrere Maxima in der Häufigkeitsverteilung (siehe Abb. 5.5).

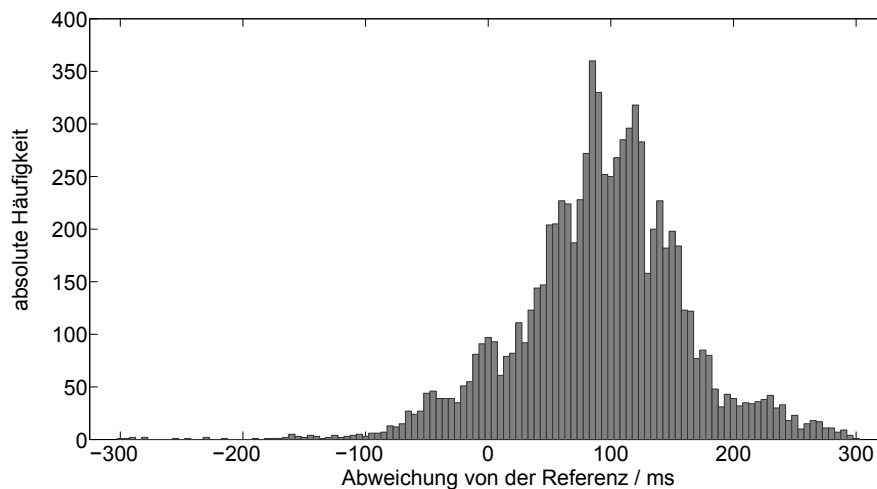


Abbildung 5.5: Versatz der fusionierten Trigger aller Probanden bei symmetrischem Toleranzfenster für die Ruhemessung bei Nutzung des BKG, des PKG und des Radars für die Fusion

Die Sensitivität für den fusionierten Trigger liegt jeweils zwischen den Werten der betrachteten Einzelsignale (siehe 5.6). Die Prädiktivität liegt unter der der **BKG**-Trigger bei Betrachtung der J-Welle, zeigt aber eine deutliche Steigerung bei Vergleich mit den anderen Signalen bzw. Bezugspunkten.

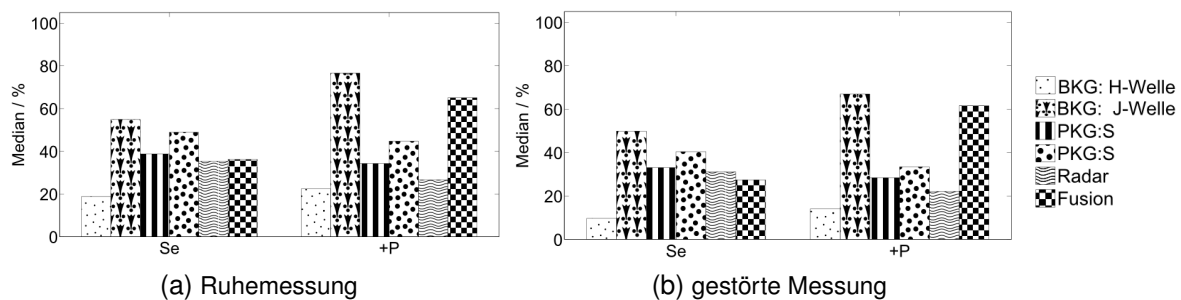


Abbildung 5.6: Ergebnisse für Se und +P bei Fusion von BKG, PKG und Radar nach dem Algorithmus nach Brüser

## 5.3.2 Eigenentwickelte Fusion von kEKG und PPG

### 5.3.2.1 Optimierung der Fusionsparameter

Während der Erstellung des Fusionsalgorithmus wurden basierend auf Erfahrungen Startwerte für die verschiedenen Fusionsparameter festgelegt (siehe Tab. 5.1). Die Werte der einzelnen Parameter werden nacheinander entsprechend der Reihenfolge in Tab. 5.1 verändert und die Auswirkungen auf  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  sowohl für die Ruhemessungen als auch für die gestörten Messungen betrachtet, um optimale Werte für die Parameter zu finden.

Tabelle 5.1: Gewählte Startwerte für die Fusionsparameter

Fusionsparameter	Startwert
$g$	45 %
$gP$	150 ms
$def_v$	170 ms
$g2$	70 %
$deck_{RR}$	30 %
$deck_v$	50 %
$g\_doppelTrig$	60 %
$g\_TrigEnde$	50 %

**Parameter  $g$ :** Der Parameter  $g$  beeinflusst das Erwartungsintervall bezüglich des kEKG. Maximale Werte für  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  treten dabei bei einem Wert von 45 % des mittleren RR-Intervalls auf, weshalb dieser Wert gewählt und für die nächsten Betrachtungen beibehalten wird. Bei weiterer Erhöhung der Intervallbreite bleiben zwar die Ergebnisse für die Ruhemessung konstant, die Parameter  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  nehmen jedoch bei den gestörten Messungen wieder ab (siehe Abb. 5.7 (a)).

**Parameter  $gP$ :** Für die Festlegung des Erwartungsintervalls für einen PPG-Trigger bei korrektem EKG-Trigger werden die Werte für  $gP$  zwischen 100 ms und 350 ms variiert. Ein deutlicher Anstieg der Parameter  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  ist vor allem zwischen 100 und 150 ms zu sehen (siehe 5.7 (b)).  $A_{Se}$  für die Ruhemessung steigt noch bis zu einer Fensterbreite von  $\pm 250$  ms und bleibt anschließend konstant. Für  $A_{+P}$  zeigen sich bei den Ruhemessungen zwischen 250 und 325 ms ebenfalls konstante Werte. Bei 350 ms steigt dieser Wert noch einmal um 0,06 %. Allerdings sinken über einer Breite von  $\pm 300$  ms die Werte für die gestörte Messung, nach einem kontinuierlichen Anstieg, wieder ab. Da die Fusion vor allem bei den gestörten Signalen eine Verbesserung bringen soll, wird in der weiteren Betrachtung der Wert von 300 ms für den Parameter  $gP$  festgesetzt.

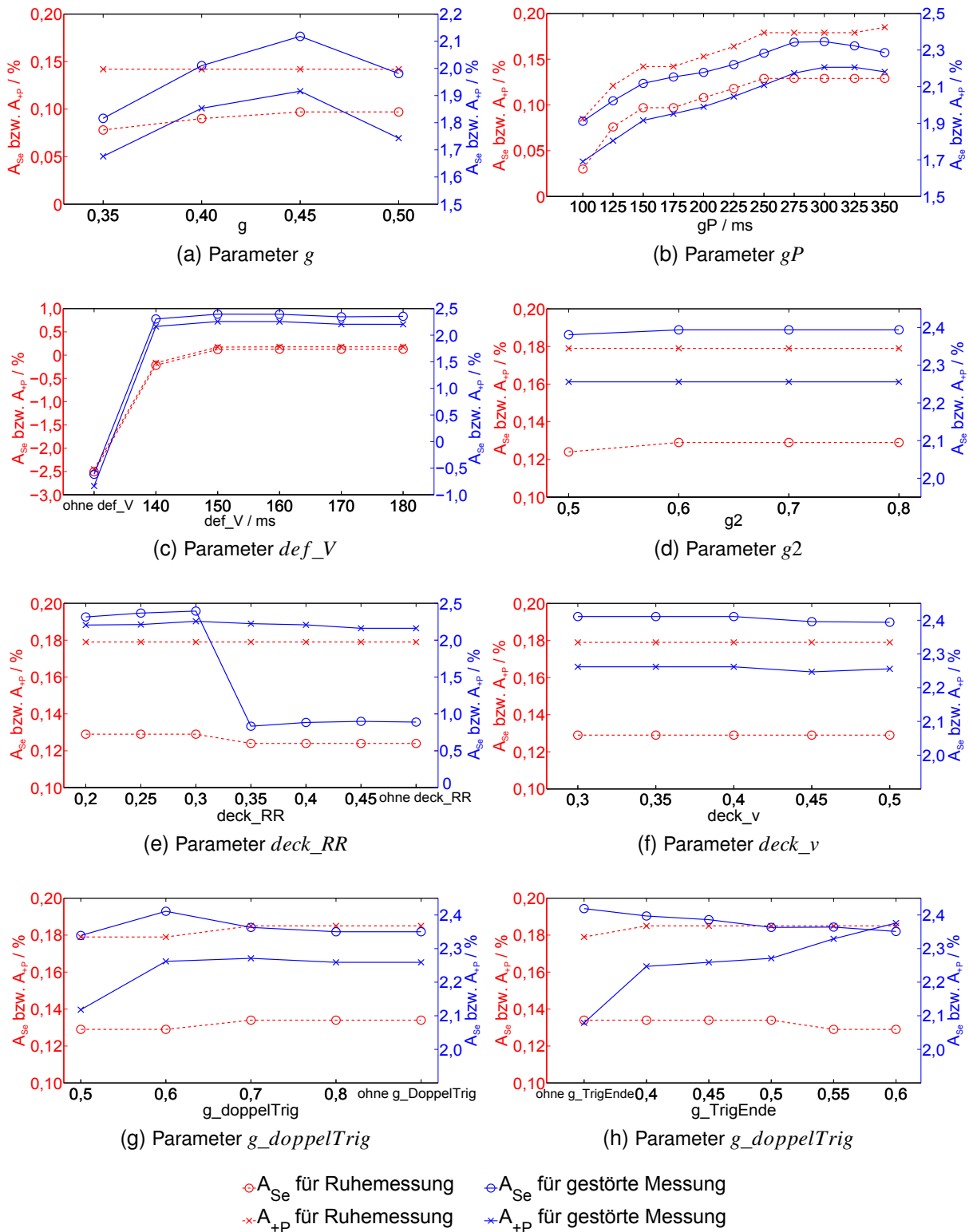


Abbildung 5.7: Auswirkung der Änderung der einzelnen Fusionsparameter auf die durchschnittliche Verbesserung des Fusionsergebnisse im Vergleich zu den Ergebnissen des kEKG bezogen auf die Sensitivität (o) bzw. die positive Prädiktivität (x). Die Betrachtung wurden für die Ruhemessung (rot) und die gestörten Messungen (blau) durchgeführt.

**Parameter *def\_V*:** Werden ausschließlich die **PPG**-Trigger zur Festsetzung der endgültigen Trigger genutzt, zeigt sich ihre höhere Streuung deutlich in der Verschlechterung der Kenngrößen der Ruhemessung sowie der Sensitivität der Störmessung im Vergleich zum **kEKG** (siehe Abb. 5.7 (c)). Die höchsten Werte für  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  werden für die Ruhemessung ab einem definierten Versatz von 160 ms erreicht, die Maximalwerte bei den gestörten Messungen bei 150 ms. Da deren Abnahme bei Verwendung eines Versatzes von 160 ms jedoch jeweils nur um 0,01 % fällt, wohingegen die Verbesserung für die Ruhemessung bei 0,07 % ( $A_{Se}$ ) bzw. 0,06 % ( $A_{+P}$ ) liegt, wird für die folgende Betrachtung der definierte Versatz von 160 ms gewählt.

**Parameter *g2*:** Der Parameter *g2* wird bei der Definition des Erwartungsintervalls für einen **PPG**-Trigger bei fehlerhaftem **kEKG** genutzt. Bei Erhöhung des Wertes von 50 % auf 60 % der mittleren RR-Intervalllänge kann eine Verbesserung der Sensitivität sowohl für die Ruhemessung als auch für die gestörten Signale erreicht werden. Bei weiterer Erhöhung der Intervallbreite verbessern sich die Werte nicht weiter (siehe Abb. 5.7 (d)). Auf Grund dessen wird für *g2* ein Wert von 60 % für die weitere Betrachtung gewählt.

**Parameter *deck\_RR*:** Der Parameter *deck\_RR* wird für die Aussortierung von stark abweichenden RR-Intervallen für die Mittelwertbildung genutzt. Der Parameter wird zwischen 20 % und 45 % variiert bzw. wird vollständig auf diese Aussortierung verzichtet. Zwischen 20 % und 30 % ist ein leichter Anstieg der Parameter zu sehen. Bei der Wahl einer höheren Toleranz wird vor allem die Sensitivität bei gestörten Signalen stark beeinträchtigt (siehe Abb. 5.7 (e)). Es zeigt sich jedoch, dass selbst bei Verzicht auf die Aussortierung im Mittel bessere Werte als bei alleiniger Nutzung des **kEKG** erreicht werden können.

**Parameter *deck\_v*:** Auf die Aussortierung stark abweichender Versatzwerte zwischen **kEKG** und **PPG** konnte nicht verzichtet werden, da die Werte für den mittleren Versatz teils so verfälscht wurden, dass ein korrektes Abarbeiten der MATLAB-Funktion für die Fusion nicht mehr möglich war. Deshalb werden im Gegensatz zur Betrachtung von *deck\_RR* die Werte für *deck\_v* nur zwischen 30 % und 50 % variiert. Die Wahl der Toleranzgrenze ändert hier die Werte kaum. Bei Toleranzgrenzen über 40 % verschlechtern sich die Parameter für die gestörte Messung. Für diesen Parameter wird hier analog zur Toleranzgrenze bei den RR-Intervallen der Wert 30 % gewählt.

**Parameter *g\_DoppelTrig*:** Über den Grenzwert *g\_doppelTrig* wird bei mehreren **kEKG**-Trigger im Intervall versucht, zwischen korrekten und fehlerhaften Trigger zu unterscheiden. Ohne diesen Grenzwert werden alle **kEKG**-Trigger in diesem Intervall als fehlerhaft betrachtet.

Bei einem Wert von 70 % des mittleren RR-Intervalls kann eine leichte Verbesserung von  $A_{Se}$  um 0,13 % und von  $A_{+P}$  um 0,12 % bei den gestörten Messungen im Vergleich zu höheren Intervallbreiten bzw. zum Verzicht auf diesen Parameter erreicht werden. Bei einer Intervallbreite von 60 % steigt zwar  $A_{Se}$  der gestörten Messung noch einmal um 0,48 % an, dafür sinkt  $A_{+P}$  bei den gestörten Messungen um 0,09 %. Die Parameter für die Ruhemessung sinken ebenfalls. Aufgrund dessen wird  $g\_doppelTrig$  auf 70 % festgesetzt.

**Parameter  $g\_TrigEnde$ :** Über diesen Grenzwert wird zum Abschluss der Fusion noch einmal der Abstand des endgültigen Triggers zu seinem Vorgänger betrachtet. Ist dieser Abstand zu klein, wird der Trigger wieder gelöscht. Dadurch sinkt einerseits die Sensitivität, andererseits kann so die Prädiktivität durch die Erkennung falsch positiver Trigger erhöht werden. Für  $g\_TrigEnde$  wird 0,5 festgelegt, da bei der Wahl höherer Werte die Verbesserung bezüglich der Sensitivität in den Ruhemessungen abnimmt.  $A_{+P}$  der gestörten Signale kann schon durch diesen Wert um ca. 1,92 % im Vergleich zum Verzicht auf die Aussortierung gesteigert werden.  $A_{Se}$  sinkt dabei nur um 0,56 %.

**Zusammenfassung:** Ungeachtet der meisten Variationen der Parameter lässt sich grundsätzlich eine Verbesserung bezüglich Sensitivität und positiver Prädiktivität durch die Fusion zeigen. Die Verbesserung bezüglich der Prädiktivität ist dabei sowohl bei den Ruhemessungen als auch bei den gestörten Messungen ausgeprägter. Der Nutzen der Fusion wird vor allem bei den gestörten Signalen sichtbar, bei denen deutlich höhere Werte für  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  auftreten.

Die gewählten Fusionsparameter nach der Optimierung sind in Tab. 5.2 zusammengefasst.

Tabelle 5.2: Gewählte Fusionsparameter nach Optimierung

Fusionsparameter	Wert
$g$	45 %
$gP$	300 ms
$def_v$	160 ms
$g2$	60 %
$deck\_RR$	30 %
$deck\_v$	30 %
$g\_doppelTrig$	70 %
$g\_TrigEnde$	50 %

Im Vergleich zu den gewählten Startwerten konnte durch die Optimierung bei den Ruhemessungen eine Verbesserung von  $A_{Se}$  um 0,37 % sowie bei  $A_{+P}$  um 0,43 % erreicht werden.  $A_{Se}$  für die gestörte Messung wurde durch die Anpassung der Parameter um 2,45 % gesteigert. Die höchste Verbesserung konnte mit 3,55 % für den Parameter  $A_{+P}$  bei den gestörten Signalen erreicht werden.

### 5.3.2.2 Vergleich der Fusionsergebnisse mit den Einzelsignalen

In Tab. 5.3 sind die Werte für  $Se$ ,  $+P$ ,  $V$  sowie  $s_V$  für die Ruhemessung und die gestörten Messungen aufgeführt. Bezüglich des Medians übersteigen die Werte der Fusion sowohl für die Sensitivität als auch für die positive Prädiktivität die Werte der Einzelsignale bei den gestörten Messungen. Die Sensitivität kann in 85 % der Messungen durch die Fusion erhöht werden. In den anderen Fällen sinkt diese leicht ab. Von den betroffenen Messungen weisen jedoch zwei ein fehlerhaftes PPG auf (siehe Abb. 5.8 (a)). Auch die Prädiktivität wird in 85 % der Messungen verglichen mit beiden Einzelsignalen erhöht werden (siehe Abb. 5.8 (b)).

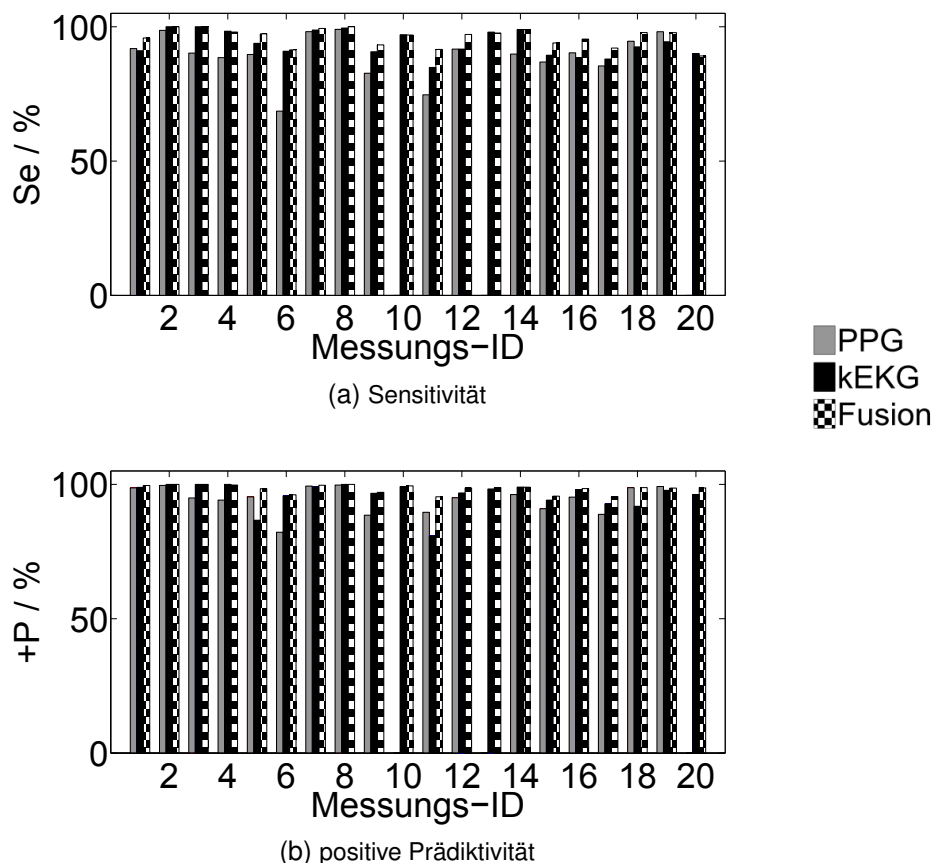


Abbildung 5.8: Ergebnisse der eigenentwickelten Fusion bezüglich Sensitivität und der positiven Prädiktivität für die einzelnen gestörten Messungen im Vergleich zu den Einzelsignalen

Der Versatz der durch die Fusion erzeugten Trigger ist aufgrund des eingebauten definierten Versatzes von 160 ms im Vergleich zu den Einzelsignalen höher, unterschreitet jedoch im Mittel den maximal zulässigen Versatz der Anforderung (2) für die **CT**-Aufnahme (siehe Tab. 1.1). Einzig bei einem Probanden wird diese Anforderung während der Ruhemessung nicht erfüllt<sup>36</sup>.

Die Standardabweichung des Versatzes ist zwar im Vergleich zum **kEKG** um bis zu 3,4 ms (gestörte Messung) höher, die Werte des **PPG** können allerdings um 10,0 ms (Ruhemessung) und 8,8 ms (gestörte Messung) unterschritten werden.

Tabelle 5.3: Vergleich der Fusionsergebnisse mit Einzelsignalen

Kenngroßen	Verfahren	Ruhemessung	gestörte Messung
Se (Median)	kEKG	100,0 %	93,2 %
	PPG	97,6 %	90,2 %
	Fusion	100,00 %	97,2 %
+P (Median)	kEKG	100,0 %	97,9 %
	PPG	99,0 %	95,3 %
	Fusion	100,00%	98,7 %
V (Mittelwert)	kEKG	10,3 ms	10,8 ms
	PPG	156,8 ms	156,3 ms
	Fusion	174,0 ms	174,5 ms
$s_V$ (Mittelwert)	kEKG	0,9 ms	2,1 ms
	PPG	13,5 ms	14,3 ms
	Fusion	3,5 ms	5,5 ms

### 5.3.2.3 Vergleich mit den Ergebnissen der Fusion nach Brüser

Bei der Anwendung des Fusionsalgorithmus nach Brüser wurde in einer Auslegung ebenfalls die alleinige Fusion von **kEKG** und **PPG** betrachtet. Dort wurde ausschließlich bei gleichzeitiger Vorlage eines Triggers in beiden Signalen ein endgültiger Trigger gesetzt. Zudem wurde keine Wertung der vorliegenden Trigger vorgenommen. Durch die ODER-Verknüpfung unter Nutzung von Vorwissen über die zu erwartende Lage des nächsten Triggers wird im Vergleich dazu eine Steigerung sowohl der Sensitivität als auch der positiven Prädiktivität erreicht (siehe Tab. 5.4). Der Versatz ist bei der Fusion nach Brüser durch die Mittelung von **kEKG** und **PPG** erwartungsgemäß kleiner. Dafür ist die Streuung höher. Beide Fusionsverfahren vermindern jedoch im Vergleich zum **PPG** die Standardabweichung des Versatzes.

<sup>36</sup> Bei diesem Probanden (P09) überschreitet auch der Versatz des **PPG** die 200 ms



Tabelle 5.4: Vergleich zwischen der eigenentwickelten Fusion mit der Fusion nach Brüser

Kenngroßen	Verfahren	Ruhemessung	gestörte Messung
Se (Median)	Brüser	99,0 %	88,2 %
	Eigenentwicklung	100,0 %	97,2 %
+P (Median)	Brüser	99,9 %	97,6 %
	Eigenentwicklung	100,0 %	98,7 %
V (Mittelwert)	Brüser	83,1 ms	82,6 ms
	Eigenentwicklung	174,0 ms	174,5 ms
$s_V$ (Mittelwert)	Brüser	8,1 ms	9,5 ms
	Eigenentwicklung	3,5 ms	5,5 ms

## 5.4 Diskussion

### 5.4.1 Erfüllung der Anforderung an Triggeralgorithmus

Die in Tab. 1.1 aufgeführten Anforderungen für das Breitbandscreening können bei Betrachtung der Ruhe- und der Störmessung nur durch die eigenentwickelte Fusion von **kEKG** und **PPG** erfüllt werden. Wird für beide Signale die Fusion nach Brüser genutzt, unterschreitet die Sensitivität bei der Störmessung den geforderten Wert. **PPG** und **kEKG** sind auch die einzigen Signale, welche die Anforderung schon als Einzelsignal in der Ruhemessung erfüllen. Bei Verwendung der anderen Signale können die Anforderungen nicht erfüllt werden. Dies ist vor allem eine Folge der starken Versatzstreuung der Einzelsignale, welche auch zu einer hohen Streubreite bei den fusionierten Triggern führt.

Bei ähnlich guten Signalen kann die Fusion die positive Prädiktivität im Vergleich zu den Einzelsignalen erhöhen. Wird zudem eine bedingte ODER-Verknüpfung der Signale, wie im zweiten vorgestellten Algorithmus, verwendet, kann auch die Sensitivität erhöht werden. Herrschen zwischen den fusionierten Signalen jedoch große Qualitätsunterschiede, bleibt das fusionierte Signal in seinen Ergebnissen hinter den besten Einzelsignalen zurück. Vor weiteren Untersuchungen zur Fusion aller fünf genutzten kontaktarmen Verfahren sollte an der Verbesserung der Detektionsalgorithmen für die einzelnen Signaltypen gearbeitet werden.

Ihre Stärken zeigt die Fusion vor allem bei Vorhandensein von Störungen in Signalen. Hier kann durch die Fusion die Anforderung an die Sensitivität im Gegensatz zur Nutzung der Einzelsignale erfüllen.

### 5.4.2 Onlinefähigkeit der vorgestellten Algorithmen

Um die Sensordatenfusion später für die Synchronisierung von CT-Aufnahmen nutzen zu können, muss der verwendete Algorithmus in der Lage sein die ankommenden Daten innerhalb des vorgegebenen Versatzes zu verarbeiten und einen entsprechenden fusionierten Trigger zu erzeugen. Voraussetzung dafür ist das Vorliegen onlinefähiger Methoden zur Triggeregenerierung aus den vorliegenden Einzelsignalen. Dies ist im Moment unter anderem durch die Nutzung des Mittelwertes des Merkmalssignals für die Initialisierung des adaptiven Schwellwertes noch nicht gegeben.

Der zuletzt vorgestellte Fusionsalgorithmus kann von der Grundidee diese Vorgabe erfüllen. Es werden ausschließlich Mittelwerte aus vorangegangenen Aufnahmeabschnitten für die Festlegung von Erwartungsintervallen genutzt. Zudem werden nur einfache Wertabfragen, Vergleiche, Additionen und Mittelwertbildungen verwendet, welche geringe Rechenleistungen benötigen. Die programmiertechnische Umsetzung in der vorliegenden Arbeit ist jedoch noch nicht auf Onlinefähigkeit ausgelegt. Die eingesetzten Methoden beruhen auf der Intervallsuche in einem vorliegenden Signal. Auch die Erkennung fehlerhafter PPG-Trigger sowie der Umgang mit mehreren Triggern in einem Erwartungsintervall basieren auf vollständigen Signalen. Dafür müssten in Zukunft andere Lösungen gefunden werden. Ob bei einer onlinefähigen Umsetzung der vorgegebene Versatz eingehalten werden kann, ist zu prüfen.

Die Fusion nach Brüser erfüllt die Vorgabe der Onlinefähigkeit ebenfalls nicht. Durch die Mittelwertbildung werden Trigger unter Nutzung „zukünftiger“ Daten gewonnen. Möglich wäre die Anpassung, indem eine Abkopplung der Zeitstempel der endgültigen Trigger von der Funktion  $H(t)$  vorgenommen wird. Ein Trigger kann dann erst ausgelöst werden, wenn im zeitlich gesehen letzten Suchintervall aller Referenztrigger alle zugehörigen Trigger der anderen Signale gefunden wurden oder die obere Intervallgrenze erreicht ist sowie in dieser Zeit  $H(t)$  die geforderte Grenze übersteigt. Die Leistung des Algorithmus würde wahrscheinlich stärker von den hier erreichten Ergebnissen abweichen, da sich der Versatz der Trigger in Bezug auf die R-Zacken im EKG erheblich ändert.

### 5.4.3 Weiterentwicklungsmöglichkeiten der vorgestellten Algorithmen

Bei der Umsetzung der Fusion nach Brüser wurde in der vorliegenden Arbeit auf eine Wichtung der einzelnen Trigger verzichtet. Obwohl in der Arbeit nicht aufgeführt, wurden drei Ansätze zur Wichtung getestet:

- Wichtung über die Abweichung des aktuellen RR-Intervalls im Vergleich zur mittleren Intervalllänge der vorangegangenen Trigger mit Festlegung verschiedener Grenzstufen
- Wichtung über Differenz zwischen Maximum im Merkmalssignal und adaptiven Schwellwert
- Kombination beider Kriterien

Damit war jedoch keine eindeutige Trennung zwischen richtig positiven und falsch positiven Triggern möglich. Da dieser Algorithmus allgemein durch die schlechten Ergebnisse der Signale **BKG**, **PKG** und Radar selbst eine ungenügende Leistung zeigte, wurde auf weitere Untersuchungen zur Wichtung verzichtet.

Wenn die Detektionsalgorithmen der Einzelsignale verbessert sind, wäre über die Umsetzung eines neuen Wichtungskriteriums nachzudenken. Dabei wäre beispielsweise eine Einbeziehung der Signalqualität der Rohsignale in Betracht zu ziehen.

Nach der Verbesserung der einzelnen Detektionsalgorithmen, so dass diese ebenfalls einen einheitlichen Versatz zur R-Zacke besitzen, ist auch die Erweiterung des zweiten vorgestellten Fusionsalgorithmus auf mehr Signale möglich. Dann wäre ebenfalls eine Wichtung der einzelnen Signale sinnvoll.



## 6 Zusammenfassung und Ausblick

In der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt fünf verschiedene kontaktlose bzw. kontaktarme Verfahren zur Detektion von Herzschlägen genutzt. Dazu wurden an 18 gesunden Probanden Untersuchungen in Ruhe und während Atem- und Bewegungsmanövern durchgeführt. Anhand eines vorgegebenen Algorithmus wurden in den Einzelsignalen Herzschläge detektiert. Die so gewonnenen Trigger-Signale wurden bezüglich ihrer Sensitivität und positiven Prädiktivität sowie ihres Versatzes zur R-Zacke eines konventionellen **EKG** und dessen Standardabweichung ausgewertet.

Dabei zeigte sich, dass in der momentan vorliegenden Form ausschließlich das **kEKG** und das **PPG** bezogen auf ihre Sensitivität und ihre positive Prädiktivität die Voraussetzung für den Einsatz bei synchronisierten **CT**-Aufnahmen erfüllen. Voraussetzung dafür ist jedoch, dass nur wenige Störungen im Signal vorliegen. Auf Grund des höheren Versatzes eignet sich das **PPG** nur für die Aufnahmen niedrigerer Qualität, wohingegen das **kEKG** auch bei Aufnahmen für die detaillierte Befundung am Herz eingesetzt werden kann.

Die durchgeführten Störmanöver besaßen unterschiedliche Auswirkungen auf die einzelnen Signaltypen. Insgesamt war die Beeinträchtigung durch die Atemmanöver größtenteils gering. Bei einigen Signalen konnten die betrachteten Kenngrößen durch die Manöver sogar verbessert werden. Als Bewegungsmanöver wurde das Heben beider Arme sowie das Heben jeweils eines Armes mit leichter Drehbewegung durchgeführt. Die Signalqualität wurde dadurch in den meisten Fällen stark beeinflusst.

Zur Verbesserung der Ergebnisse der Einzelsignale wurden zwei Verfahren zur konkurrierenden Fusion auf Entscheidungsebene vorgestellt, in MATLAB implementiert und getestet. Dabei zeigte sich, dass eine Fusion aller fünf Signale durch ihre sehr unterschiedliche Genauigkeit zu keinem befriedigenden Ergebnis führte. Durch die Fusion der beiden guten Signale **kEKG** und **PPG** konnte jedoch eine Erhöhung der Sensitivität und der positiven Prädiktivität und somit eine Steigerung der Zuverlässigkeit im Vergleich zu den Einzelsignalen erreicht werden.

Die Sensordatenfusion bildet somit einen guten Ansatz zur Verminderung der Fehlerwahrscheinlichkeit bei synchronisierten computertomographischen Aufnahmen des Herzens unter Verwendung mehrerer kontaktarmer Verfahren zur Bestimmung der Herzaktivität.

Für die Verwendung der gegebenen Messvorrichtung für das synchronisierte Herz-CT ist die Optimierung der Detektionsalgorithmen für die genutzten Signaltypen am dringlichsten. Anregungen finden sich dazu in der Literatur. Beispielsweise wird in [34] ein Algorithmus zur Herzschlagdetektion im Ballistokardiogramm vorgestellt. In [38] wird auf die Gewinnung der Herzaktivität aus Radarsignalen eingegangen.

Zur genaueren Charakterisierung sollten weitere Messungen durchgeführt werden. Für Aufnahmen mit Störmanövern sollte darauf geachtet werden, dass pro Messung nur ein Störmanöver durchgeführt wird, um eindeutigere Aussagen zu deren Wirkung treffen zu können. Die Untersuchung der Auswirkung kleinerer Bewegungen sollte dabei mit durchgeführt werden.

Die Optimierung und eine Ausweitung des entwickelten Algorithmus auf alle Signaltypen erscheint sinnvoll. Die vorgestellten Algorithmen beruhen prinzipiell auf einfachen UND- bzw. ODER-Verknüpfungen sowie einem gewichteten Mittelwert. Neben den vorgestellten zwei Fusionsalgorithmen existieren in der Literatur zur Fusion verschiedener Biosignale zur Bestimmung der Herzfrequenz interessante Ansätze beispielsweise mittels Nutzung von Kalman-Filtern [20, 50], eines hybriden Mittelwertfilters [80] oder der Fuzzy-Logik [49]. Weiterführende Recherchen zu Ansätzen für die bestehende Fusionsaufgabe in der Literatur abseits der Medizintechnik sind durchzuführen. Bei der Fusion konkurrierender Daten wird beispielsweise in [37] ein Fuzzy-Voter eingesetzt. Duta und Henry beschreiben in [19] eine Fusion konkurrierender Sensoren über eine lineare Approximation des „maximum clique problem“ der Graphentheorie. Vielversprechende Ansätze sollten auf die vorliegende Aufgabenstellung angepasst und evaluiert werden.

Neben der Herzfrequenz lässt sich die Atemfrequenz aus den aufgenommenen Signalen ermitteln. Die Überwachung dieser während der CT-Aufnahme könnte wertvolle Aussagen zum Befinden des Patienten liefern. Möglichkeiten zur Extraktion der Atemfrequenz aus einem EKG, welche prinzipiell auch auf das kEKG übertragbar wäre, und aus dem PPG-Signal werden in [54] und [2] vorgestellt. Ein einfacher Algorithmus zur Atemdetektion wurde von André Henning schon entwickelt, bis jetzt aber erst für das Radar genauer ausgewertet [33]. Auch für die erzeugten Atemtrigger sollte eine Sensordatenfusion implementiert und ausgewertet werden.

Neben der hier im Mittelpunkt stehenden konkurrierenden Fusion ist bei den vorliegenden Signalen auch eine kooperative Fusion möglich. Beispielsweise könnte das kEKG und der bekannte durchschnittliche Versatz einzelner Wellen im BKG dazu genutzt werden, ein leistungsstarkes BKG-Triggersignal zu erzeugen. Dadurch wäre eine Synchronisierung der CT-Aufnahme mit der mechanischen Herzaktivität möglich. Es erfolgte schon eine erste kurze Umsetzung für die Detektion der negativen I-Welle. Diese tritt in der zeitigen Systole auf und würde so auch die Triggerung in der Endsystole ermöglichen. Die Auswertung der gefundenen Trigger bei einer Minimumssuche im BKG-Kardiosignal innerhalb eines Intervallfensters von 50 bis 180

ms nach einem **kEKG**-Trigger ergab mit Medianwerten von 99,29 % sowohl für die Sensitivität als auch für die Prädiktivität in den Ruhesignalen schon sehr gute Werte. Der Nutzen und die Umsetzbarkeit dieser mechanischen Synchronisation müssten evaluiert werden. Nebenbei könnte eine kooperative Fusion von **kEKG** und **BKG** zur Berechnung des RJ-Intervalls genutzt werden, welche unter anderem Aussagen über die Kontraktionsfähigkeit des Herzens enthält [30]. Auch ein Zusammenhang mit dem systolischen Blutdruck wurde gefunden [71]. Diese Informationen können den Arzt bei der Befundung der **CT**-Aufnahmen unterstützen. Über die Aussagekraft des RJ-Intervalls sowie die Möglichkeiten der Auswertung dieses Parameters sollte eine ausführliche Literaturrecherche durchgeführt werden. Benötigte Anpassungen der gefundenen Methoden durch die Nutzung des **kEKG** müssten untersucht werden.

Auch eine kooperative Nutzung zwischen **kEKG** und **PPG** zur Ermittlung der Pulswellenlaufzeit ist möglich. Auch dieser Parameter wurde schon genutzt um Rückschlüsse auf den systolischen Blutdruck zu ziehen [4]. In [24] wurde das **PPG** zusammen mit dem **PKG** zur Schätzung des Blutdruckes verwendet. Dabei wurde die Zeitspanne zwischen dem ersten Herzton und dem nachfolgenden starken Anstieg im **PPG**-Signal, dort als Gefäßlaufzeit (eng: vascular transit time) bezeichnet, genutzt. Auch hier sind weitere Recherchearbeiten nötig.

Insgesamt verspricht die konkurrierende Nutzung mehrere Signale eine höhere Zuverlässigkeit der Triggerung und so weniger Artefakte in den **CT**-Aufnahmen bei Nutzung mehrerer kontaktarmer Verfahren. Eine zeitgleiche kooperative Fusion der Signale eröffnet zudem die Möglichkeit einer weitergehenden physiologischen Befundung neben der reinen anatomischen Betrachtung.





## Anhang A: Datenaufnahme und -aufbereitung

### A.1 Messungen

Die Messungen wurden insgesamt an 18 gesunden Probanden durchgeführt. Die Werte für Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht sind in Tab. A.1 dargestellt.

Tabelle A.1: Geschlecht, Alter, Größe und Gewicht der Probanden

Kennung	Geschlecht	Alter	Größe in m	Gewicht in kg
P01	m	30	1,81	120
P02	w	22	1,68	87
P03	m	26	1,89	71
P04	m	25	1,80	65
P05	m	23	1,69	68
P06	m	29	1,84	120
P07	m	23	1,78	64
P08	m	25	1,72	76
P09	m	24	1,90	75
P10	w	25	1,66	67
P11	m	31	1,90	82
P12	w	23	1,71	93
P13	m	28	1,93	75
P14	m	25	1,75	80
P15	m	32	1,82	75
P16	w	31	1,75	62
P17	m	29	1,76	66
P18	m	30	1,90	85
		26,72 ± 3,72 Jahre	1,79 ± 0,09 m	79,50 ± 17,03 kg

Die Ruhemessungen der Probanden sind in den Messdaten mit dem Anhang „M1“ versehen. An die Messungen mit Störmanövern wurde „M2“ angehängt. Bei mehrmaligen Messungen eines Probanden wurden diese zusätzlich durch fortlaufende Nummern gekennzeichnet.

Die Messung P02M2\_1 konnte aufgrund eines Fehlers bei der Datenaufnahme nicht verwendet werden.

Bei insgesamt 7 Messungen generierte der **PPG**-Sensor durch einen schadhafte elektrischen Kontakt kein Nutzsignal. Betroffen waren:

- P02M1\_1
- P08M1 und P08M2
- P11M1 und P11M2
- P18M1 und P18M2

## A.2 Unisens-Dateien

Tabelle A.2: Übersicht über den Inhalt der Unisens-Dateien

Kanal-Name	Inhalt
unisens.xml	Übersichtsdatei, welche alle Kanäle aufführt und im Programm Sigano geladen werden muss
<b>Rohdaten:</b>	
Atmung.bin	Rohsignal des Atemgurtes
BKG.bin	Rohsignal des BKG
EKG.bin	Rohsignal des EKG
kEKG.bin	Rohsignal des kEKG
PKG.bin	Rohsignal des PKG
PPGOhr.bin	Rohsignal des PPG-Klipps am Ohrläppchen
PPGRueck.bin	Rohsignal des PPG des optischem Sensors am Rücken
RadarA.bin	berechnetes Amplitudensignal des Radars über $\sqrt{Q^2 + I^2}$
RadarI.bin	I-Kanal aus I-Q-Demodulation der Radarantennen
RadarP.bin	berechnetes Phasensignal des Radars über $\arctan\left(\frac{Q}{I}\right)$
RadarQ.bin	Q-Kanal aus I-Q-Demodulation der Radarantennen

**Trigger, die mittels des vorgegebenen Algorithmus für die einzelnen Signale erzeugt wurden:**

Atmung_Resp_A.csv	Atemtrigger aus Atemgurtsignal, manuell korrigiert
Atmung_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus Atemgurtsignal
BKG_Resp_A.csv	Atemtrigger aus BKG
BKG_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus BKG
EKG_Resp_A.csv	Atemtrigger aus EKG
EKG_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus EKG, manuell korrigiert

kEKG_Resp_A.csv	Atemtrigger aus kEKG
kEKG_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus kEKG
PKG_Resp_A.csv	Atemtrigger aus PKG
PKG_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus PKG
PPGOhr_Resp_A.csv	Atemtrigger aus PPG des Ohrclips
PPGOhr_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus PPG des Ohrclips
PPGRueck_Resp_A.csv	Atemtrigger aus PPG des optischen Sensors am Rücken
PPGRueck_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus PPG des optischen Sensors am Rücken
Radar_Resp_A.csv	Atemtrigger aus Phasensignal des Radars
Radar_Trig_A.csv	Kardiotrigger aus Amplitudensignal des Radars

**Trigger, aus den verschiedenen Fusionsalgorithmen:**

Fusion2.csv	Kardiotrigger aus der Fusion des kEKG und des PPG
FusionB2.csv	Kardiotrigger aus der Fusion nach Brüser unter Nutzung von kEKG und PPG
FusionB3.csv	Kardiotrigger aus der Fusion nach Brüser unter Nutzung von BKG, PKG und Radar
FusionB5.csv	Kardiotrigger aus der Fusion nach Brüser unter Nutzung aller kontaktarmer Verfahren

**Manuelle Kennzeichnung der Artefakte, Beginn und Ende sind jeweils mit einer Annotation gekennzeichnet (nur bei Ruhesignalen):**

Artefakt_BKG.csv	Artefaktkennzeichnung im BKG-Rohsignal
Artefakt_kEKG.csv	Artefaktkennzeichnung im kEKG-Rohsignal
Artefakt_PKG.csv	Artefaktkennzeichnung im PKG-Rohsignal
Artefakt_PPG.csv	Artefaktkennzeichnung im PPG-Rohsignal des optischen Sensors am Rücken
Artefakt_Radar.csv	Artefaktkennzeichnung sowohl im Amplitudensignal als auch im Phasensignal

---



## Anhang B: Ausgewählte Signalbeispiele

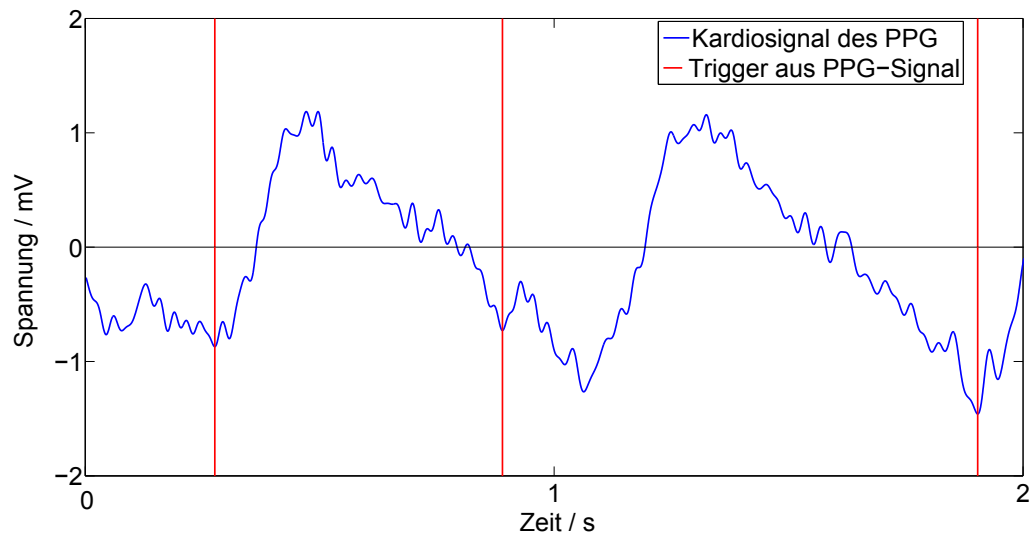


Abbildung B.1: Beispiel für einen Fehler bei Triggererstellung der aus dem PPG (Proband P04-Ruhemessung): Dargestellt ist das schon gefilterte Kardiosignal sowie die mit diesem Signal erzeugten Trigger. Der Algorithmus zur Triggergenerierung erkennt hier beim 2. Schlag ein lokales statt des globalen Minimums. Dadurch ändert sich der Versatz zum Referenztrigger aus dem EKG.

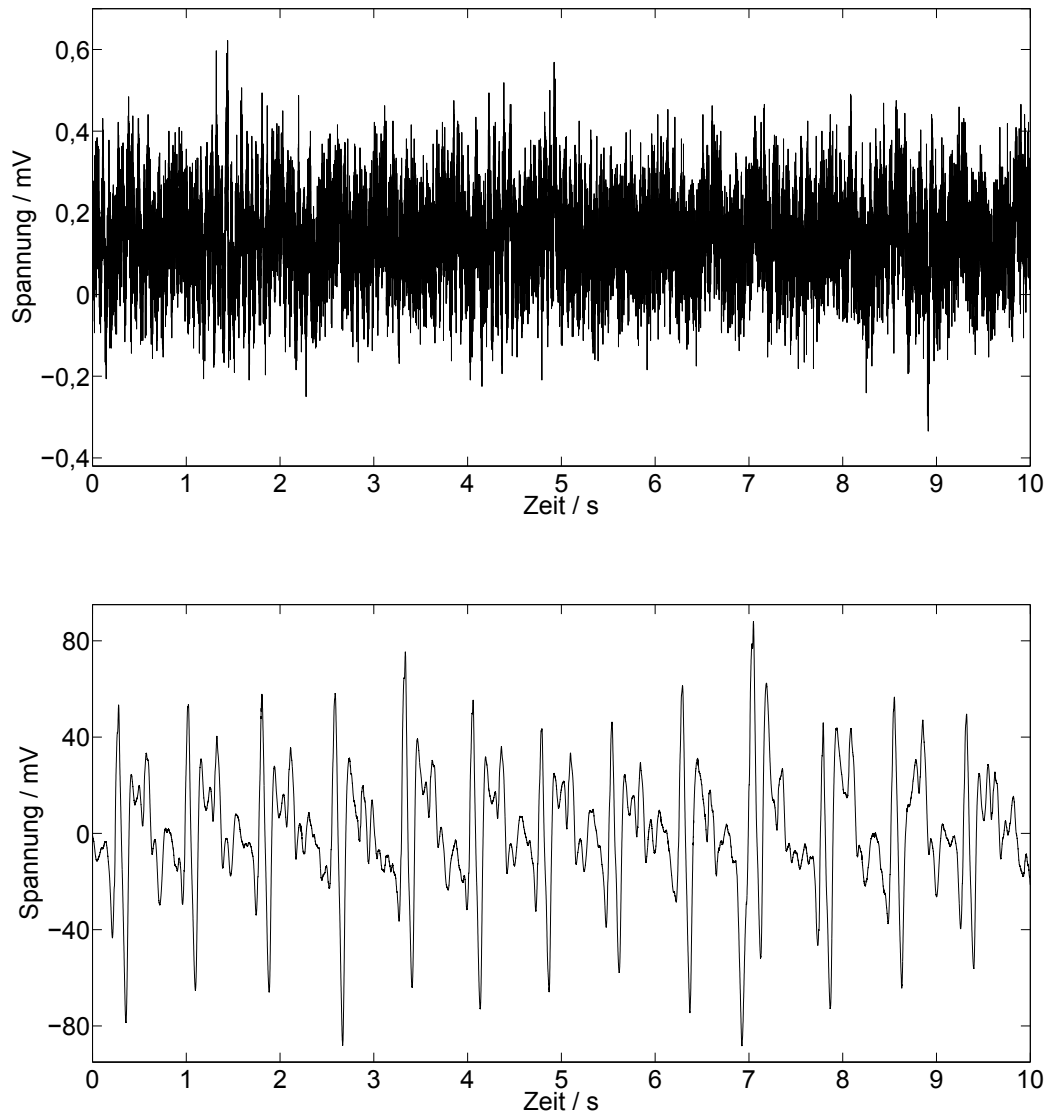


Abbildung B.2: Signalbeispiele für das PKG: häufig auftretende Signalqualität, bei der mit bloßem Auge keine Herztöne sichtbar sind (oben); gute Signalqualität mit deutlich stärker ausgeprägten Amplituden (unten). Die Periodizität im Signal ist eindeutig erkennbar.

## Anhang C: Weitere Ergebnisse

### C.1 Korrelation

Berechnet wurde die Korrelation zwischen der Sensitivität sowie der positiven Prädiktivität und den Probandenkennwerten Alter, Größe und Gewicht. Dazu wurde die MATLAB-Funktion „corrcoef“ genutzt. Aufgerufen wird diese mittels  $[r,p]=\text{corrcoef}(x,y)$ . Berechnet wird der Korrelationskoeffizient nach Pearson  $r_{xy}$  für zwei Zufallsvariablen  $x$  und  $y$  bei einem Stichprobenumfang von  $n$  nach folgender Formel:

$$r_{xy} = \frac{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \cdot \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}} \quad (\text{C.1})$$

Zusätzlich gibt die Funktion den p-Wert über einen zweiseitigen Student-t-Test aus, welcher Aussagen über die Signifikanz der Korrelationskoeffizienten gibt. Die Anzahl der Freiheitsgrade entspricht  $n - 2$ . Als t-Wert wird dafür ausgehend vom Korrelationskoeffizienten folgender eingesetzt:

$$t - \text{Wert} = \frac{|r_{xy}| \cdot \sqrt{n-2}}{\sqrt{(1-r_{xy}^2)}} \quad (\text{C.2})$$

Ein Korrelationskoeffizient von 0 spricht für keinerlei Korrelation, 1 für eine ideale positive Korrelation, -1 für eine ideale negative Korrelation. Als signifikant können Ergebnisse mit  $p < 0,05$  angesehen werden.

Bei der Nutzung dieser Korrelation wird von einer normalverteilten Zufallsgrößen sowie eines linearen Zusammenhangs zwischen beiden Größen ausgegangen. Vor allem die Normalverteilung ist bei den betrachteten Größen bei dieser geringen Stichprobengröße nicht gegeben. Die Ergebnisse besitzten deshalb eine eingeschränkte Aussagekraft. Sie bieten allerdings einen Anhaltspunkt für weiterführende Untersuchungen.

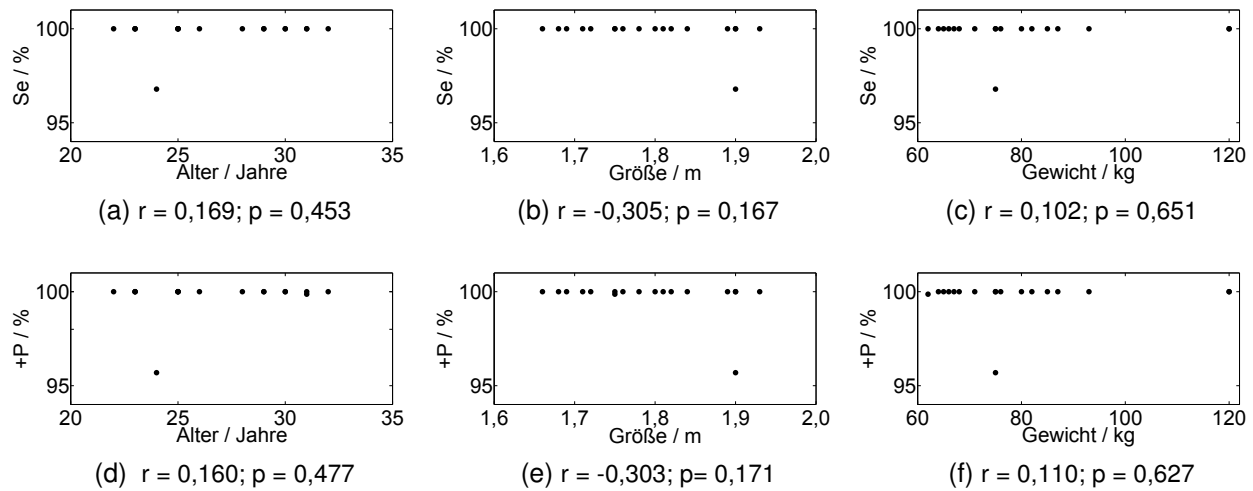
**KEKG:**

Abbildung C.1: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des kEKG mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.

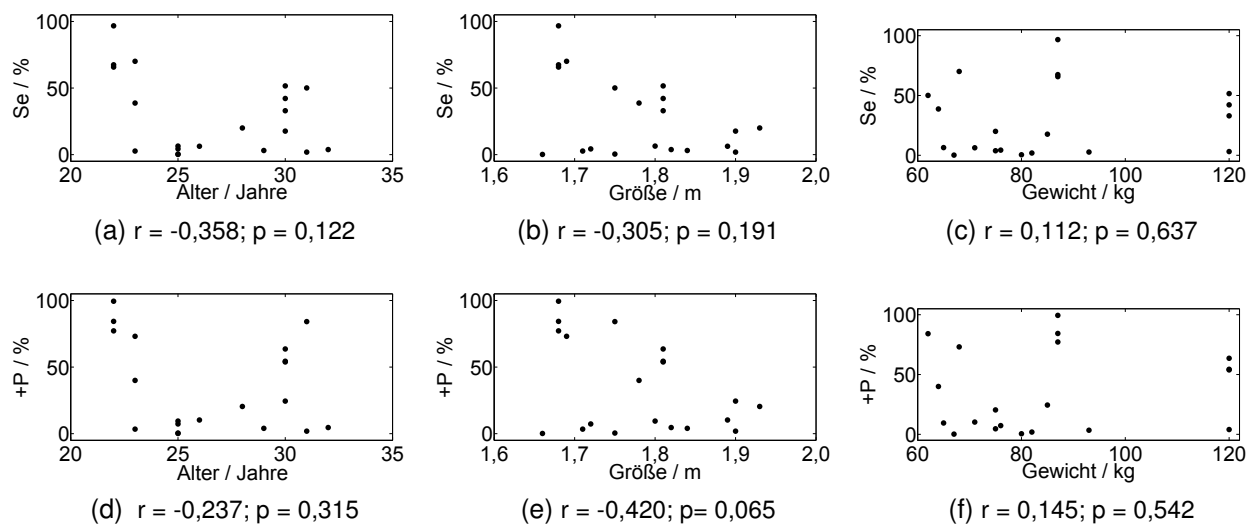
**BKG bei Triggerung auf H-Welle:**

Abbildung C.2: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des BKG bei Betrachtung der Triggerung auf die H-Welle mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.



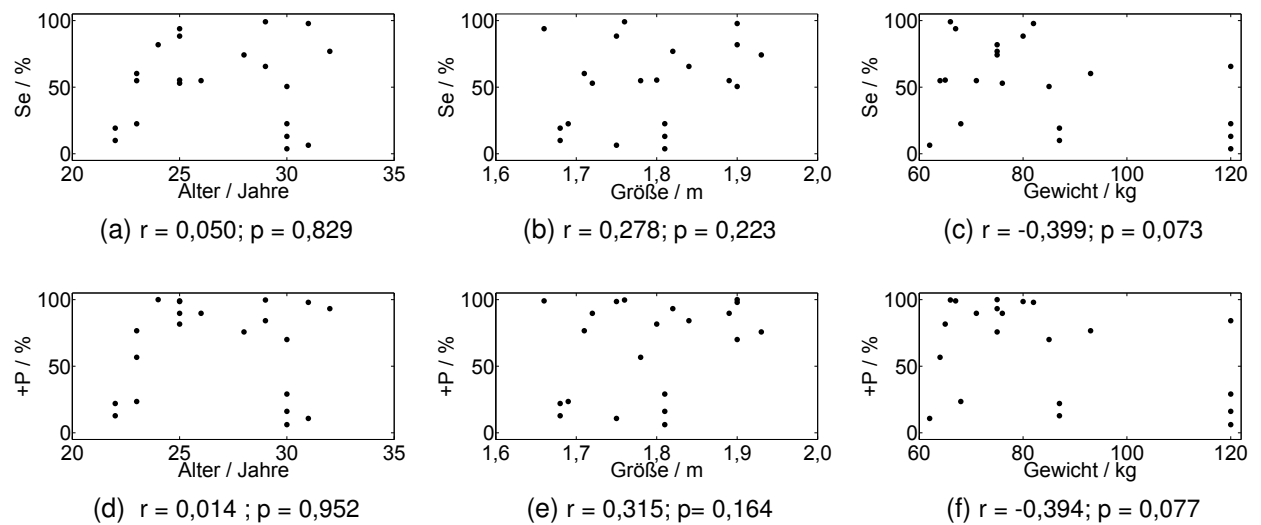
**BKG bei Triggerung auf J-Welle:**

Abbildung C.3: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des BKG bei Betrachtung der Triggerung auf die J-Welle mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.

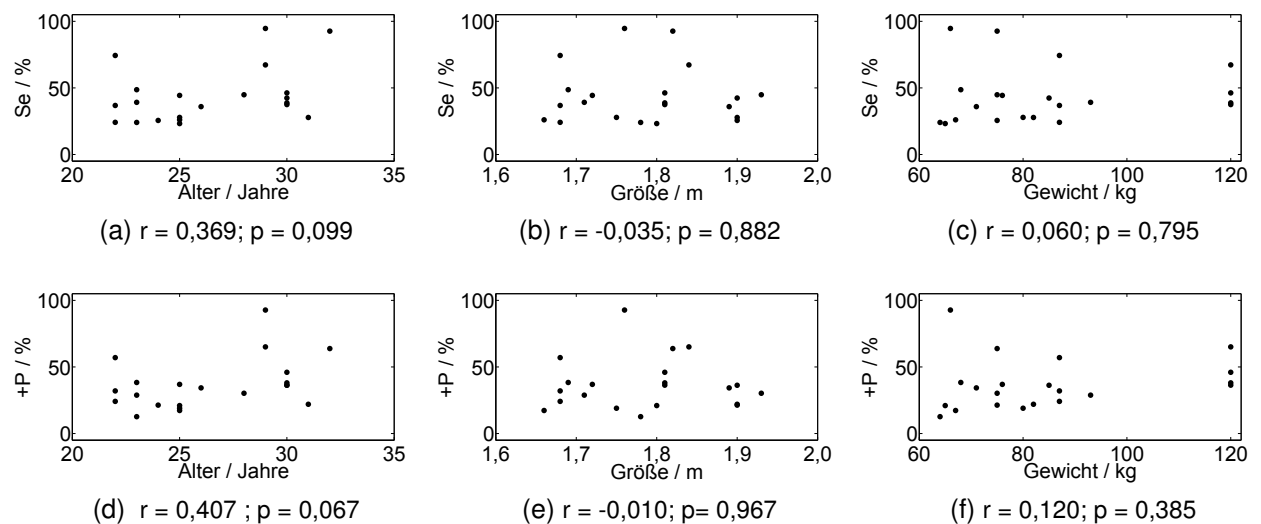
**PKG bei Triggerung auf S1:**

Abbildung C.4: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des PKG bei Betrachtung der Triggerung auf S1 mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.

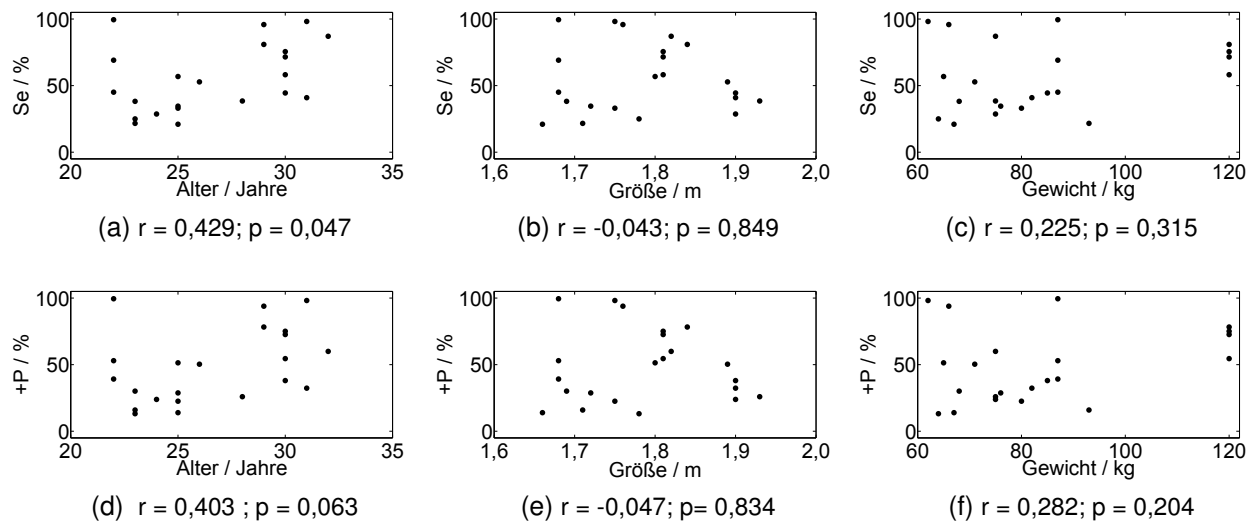
**PKG bei Trigger auf S2:**

Abbildung C.5: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des PKG bei Betrachtung der Triggerung auf S2 mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.

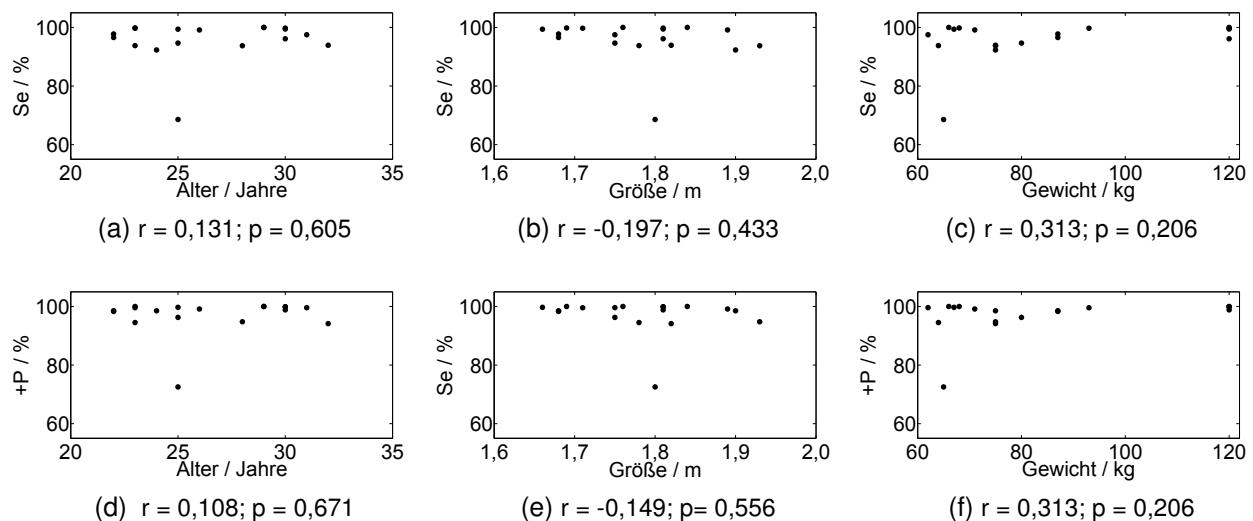
**PPG:**

Abbildung C.6: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des PPG am Rücken mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.

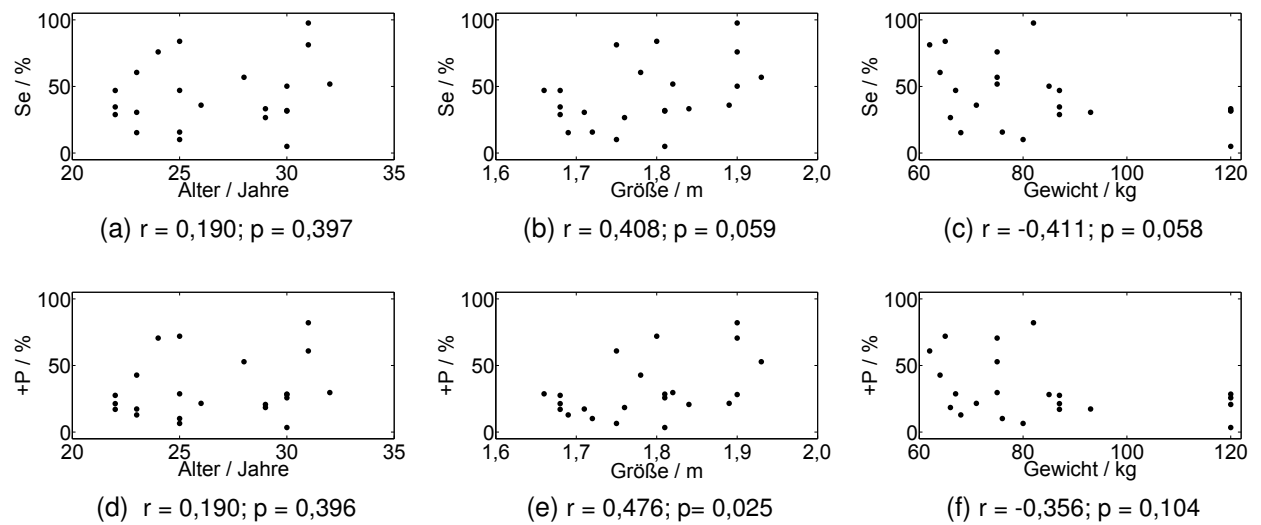
**Radar:**

Abbildung C.7: Korrelation der Sensitivität (oben) und der positiven Prädiktivität (unten) des Radars mit Alter (links), Größe (Mitte) und Gewicht (rechts) der Probanden. Angegeben sind zudem jeweils der Korrelationskoeffizient sowie der zugehörige p-Wert.

Signifikante Korrelationen treten nur für zwei Kombinationen auf. Beim PKG und der Betrachtung der S2-Triggerung existiert eine positive Korrelation mit dem Alter bezüglich der Sensitivität. Für das Radar liegt eine positive Korrelation zwischen der positiven Prädiktivität und der Körpergröße der Probanden vor. Problematisch für die Aussagekraft der Ergebnisse ist jedoch der geringe Stichprobenumfang. Zudem ist die Spannweite bezüglich des Probandenalters sehr gering und sollte bei weiteren Messungen ausgeweitet werden.

## C.2 Fusion nach Brüser

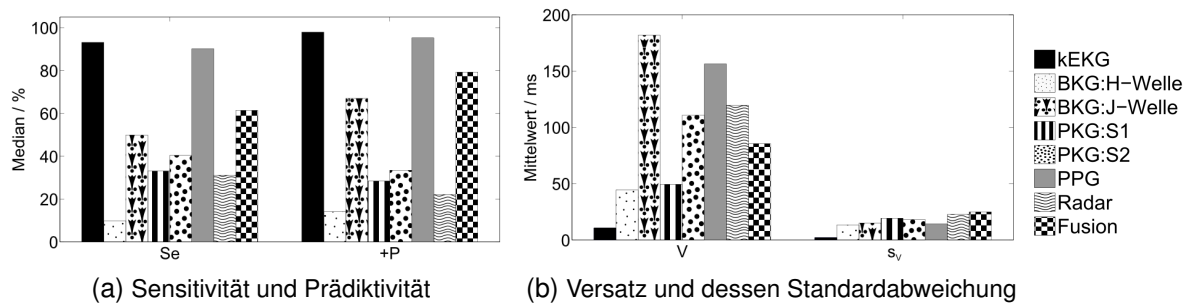


Abbildung C.8: Ergebnisse bezüglich  $Se$ ,  $+P$ ,  $V$  und  $S_V$  für gestörte Messungen bei der Fusion nach Brüser unter Nutzung aller Signale

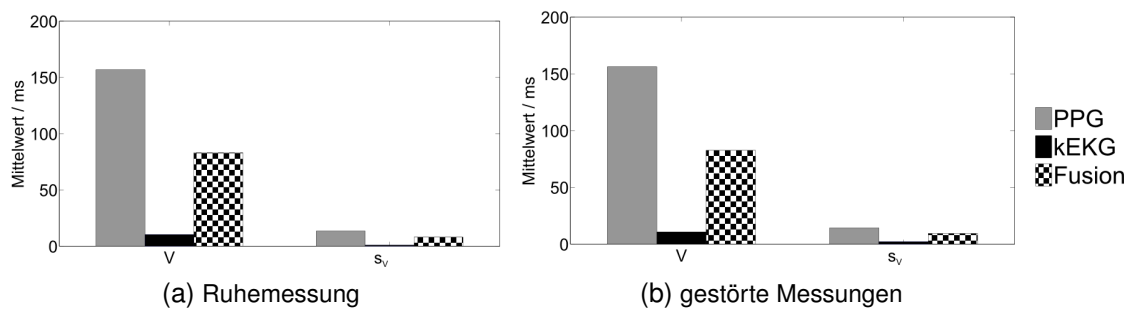


Abbildung C.9: Ergebnisse bezüglich  $V$  und  $S_V$  bei der Fusion nach Brüser unter Nutzung des kEKG und des PPG

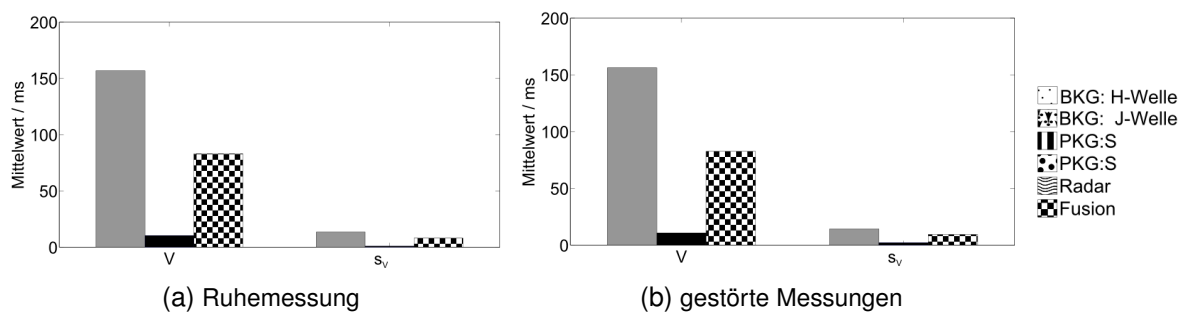


Abbildung C.10: Ergebnisse bezüglich  $V$  und  $S_V$  bei der Fusion nach Brüser unter Nutzung des BKG, des PKG und des Radars

### C.3 Eigenentwickelte Fusion

Tabelle C.1: Änderung der Werte  $A_{Se}$  und  $A_{+P}$  durch die Optimierung

Messreihe	Kenngroße	Nutzung Startwerte	Nutzung Endwerte	Verbesserung
Ruhemessung	$A_{Se}$	0,097	0,134	0,037
	$A_{+P}$	0,142	0,185	0,043
Störmessung	$A_{Se}$	2,118	2,363	0,245
	$A_{+P}$	1,916	2,271	0,355



## Literaturverzeichnis

- [1] AAMI: *Testing and reporting performance results of cardiac rhythm and ST-segment measurement algorithms (ANSI/AAMI EC57:1998/(R)2008)*. Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2008
- [2] AHLSTROM, C. ; JOHANSSON, A. ; LANE, T. ; ASK, P.: A respiration monitor based on electrocardiographic and photoplethysmographic sensor fusion. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2004. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE* Bd. 1, 2004, S. 2311–2314
- [3] ALEKSANDROWICZ, A. ; LEONHARDT, S.: Wireless and non-contact ECG measurement system - the Aachen SmartChair. In: *Acta Polytechnica* 47 (2007), S. 68–71
- [4] ALLEN, J.: Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. In: *Physiological Measurement* 28 (2007), S. R1–R29
- [5] APPELL, H.-J. ; STANG-VOSS, C.: Funktionelle Anatomie der Organsysteme. In: *Funktionelle Anatomie*. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2008, S. 123–165
- [6] BENASKEUR, A.R. ; RHÉAUME, F.: Adaptive data fusion and sensor management for military applications. In: *Aerospace Science and Technology* 11 (2007), S. 327–338
- [7] BEYERER, J. (Hrsg.) ; PUENTE LEÓN, F. (Hrsg.) ; SOMMER, K.-D. (Hrsg.): *Informationsfusion in der Mess- und Sensortechnik*. Karlsruhe : Universitätsverlag Karlsruhe, 2006
- [8] BOSTRÖM, H. ; ANDLER, S.F. ; BROHEDE, M. ; JOHANSSON, R. ; KARLSSON, A. ; VAN LAERE, J. ; NIKLASSON, L. ; NILSSON, M. ; PERSSON, A. ; ZIEMKE, T.: On the Definition of Information Fusion as a Field of Research / University of Skövde, School of Humanities and Informatics. Institutionen för kommunikation och information, 2007. – Forschungsbericht
- [9] BRÜSER, C. ; STADLTHANNER, K. ; DE WAELE, S. ; LEONHARDT, S.: Adaptive Beat-to-Beat Heart Rate Estimation in Ballistocardiograms. In: *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on* 15 (2011), Sept., Nr. 5, S. 778–786
- [10] CARNERERO, L. T.: *Investigations on the position and signal quality of acoustic measurements to assess the heart activity*, Technische Universität Dresden, Studienarbeit, 2011

- [11] CASANELLA, R. ; GOMEZ-CLAPERS, J. ; PALLAS-ARENY, R.: On time interval measurements using BCG. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* Bd. 28, 2012, S. 5034–5037
- [12] DARMS, M.: *Eine Basis-Systemarchitektur zur Sensordatenfusion von Umfeldsensoren für Fahrerassistenzsysteme*, Technische Universität Darmstadt, Diss., 2007
- [13] DARMS, M.: Fusion umfelderfassender Sensoren. In: WINNER, H. (Hrsg.) ; HAKULI, S. (Hrsg.) ; WOLF, G. (Hrsg.): *Handbuch Fahrerassistenzsysteme*. 1. Wiesbaden : Vieweg+Teubner, 2009, S. 237–248
- [14] DAUNIZEAU, J. ; LAUFS, H. ; FRISTON, K.J.: EEG - fMRI Information Fusion: Biophysics and Data Analysis. In: MULERT, Christoph (Hrsg.) ; LEMIEUX, Louis (Hrsg.): *EEG - fMRI*. Springer Berlin Heidelberg, 2010, S. 511–526
- [15] DIETMAYER, K. ; KIRCHNER, A. ; KÄMPCHEN, N.: Fusion zur Umfeldwahrnehmung für zukünftige Fahrerassistenzsysteme. In: MAURER, M. (Hrsg.) ; STILLER, C. (Hrsg.): *Fahrerassistenzsysteme mit maschineller Wahrnehmung*. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2005
- [16] DROITCOUR, A. D.: *Non-contact measurement of heart and respiration rate with a single-chip microwave doppler radar*, Stanford University, Diss., 2006
- [17] DURRANT-WHYTE, H.F.: Sensor model and multisensor integration. In: *The international journal of robotics research* 7 (1988), S. 97–113
- [18] DURRANT-WHYTE, H.F. ; RAO, B.Y.S. ; HU, H.: Toward a fully decentralized architecture for multi-sensor data fusion. In: *Robotics and Automation, 1990. Proceedings., 1990 IEEE International Conference on* Bd. 2, 1990, S. 1331–1336
- [19] DUTA, M. ; HENRY, M.: The fusion of redundant SEVA measurements. In: *IEEE Transactions on control systems technology* 13 (2005), Nr. 2, S. 173–184
- [20] EBRAHIM, M.H. ; FELDMAN, J.M. ; BAR-KANA, I.: A Robust Sensor Fusion Method for Heart Rate Estimation. In: *Journal of Clinical Monitoring* 13 (1997), Nr. 6, S. 385–393
- [21] EICHSTÄDT, H.: Anamnese und körperliche Untersuchung. In: ROSKAMM, H. (Hrsg.) ; NEUMANN, F.-J. (Hrsg.) ; KALUSCHE, D. (Hrsg.) ; BESTEHORN, H.-P. (Hrsg.): *Herzkrankheiten*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2004, S. 139–156
- [22] FELDMAN, J.M. ; EBRAHIM, M.H. ; BAR-KANA, I.: Robust Sensor Fusion Improves Heart



- Rate Estimation: Clinical Evaluation. In: *Journal of Clinical Monitoring* 13 (1997), Nr. 6, S. 379–384
- [23] FLOHR, T. (Hrsg.) ; ALKADHI, H. (Hrsg.) ; LESCHKA, S. (Hrsg.) ; STOLZMANN, P. (Hrsg.): *Praxisbuch Herz-CT*. Berlin Heidelberg : Springer, 2013
- [24] FOO, Jong Yong A. ; LIM, Chu S. ; WANG, Ping: Evaluation of blood pressure changes using vascular transit time. In: *Physiological Measurement* 27 (2006), Nr. 8, S. 685
- [25] FRAUNE, A.: *Phono- und Echokardiographisches Monitoring zur Evaluierung von Herzgeräuschen beim Pferd*, Freie Universität Berlin, Diss., 2010
- [26] GERTSCH, Marc: *Das EKG - Auf einen Blick und im Detail*. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2007
- [27] GROS, X.E.: *NDT Data fusion*. London : Arnold, 1997
- [28] GRUNITZ, E.: *Entwicklung von Methoden zur Analyse und Aufbereitung biomedizinischer Messdaten*, Technische Universität Dresden, Diplomarbeit, 2012
- [29] HAHNEL, R. ; WANG, Q. ; TRIEB, R. ; PLETTEMEIER, D. ; HENNING, A.: Antenna design for heartbeat detection for triggering purposes of medical devices. In: *Antenna Technology (iWAT), 2013 International Workshop on IEEE*, 2013, S. 261–264
- [30] HE, D.D. ; WINOKUR, E.S. ; SODINI, C.G.: A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG). In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2011 Annual International Conference of the IEEE* Bd. 30, 2011, S. 4729–4732
- [31] HE, D.D. ; WINOKUR, E.S. ; SODINI, C.G.: An ear-worn continuous ballistocardiogram (BCG) sensor for cardiovascular monitoring. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE* Bd. 28, 2012, S. 5030–5033
- [32] HENNING, A.: *Entwicklung eines intelligenten EKG-Triggermoduls für Computertomographen*, Technische Universität Dresden, Diplomarbeit, 2007
- [33] HENNING, A. ; HETZEL, T. ; ZAUNSEDER, S. ; MALBERG, H.: Atmungsdetektion mittels integriertem Doppler-Radar in einer Matte. In: *Proceedings des 11. Workshop AUTOMED - Automatisierungstechnische Verfahren für die Medizin*, in Druck

- [34] HERNANDEZ, O. ; RAMIREZ, C. ; VILLEDA, J.: A tolerant algorithm for cardiac pulses characterization in ballistocardiography signals in a non-invasive system. In: *Statistical Signal Processing Workshop (SSP), 2011 IEEE*, 2011, S. 465–468
- [35] HEUER, S.: *Ambiente kapazitive EKG-Messung - Elektroden, Systeme und Konzepte*, Universität Karlsruhe, Diss., 2011
- [36] HORCHER, D.: *Experimenteller Vergleich verschiedener Methoden zur Herzschlagdetektion beim Menschen*, Georg-Simon-Ohm Hochschule Nürnberg, Diplomarbeit, 2010
- [37] HOSEINNEZHAD, R. ; BAB-HADIASHAR, A.: Fusion of Redundant Information in Brake-By-Wire Systems Using a Fuzzy Voter. In: *Journal of advances in information fusion* 1 (2006), Nr. 1, S. 52–62
- [38] HØST-MADSEN, A. ; PETROCHILOS, N. ; BORIC-LUBECKE, O. ; LUBECKE, V.M. ; PARK, B.-K. ; ZHOU, Q.: Signal Processing Methods for Doppler Radar Heart Rate Monitoring. In: MANDIC, D. (Hrsg.) ; GOLZ, M. (Hrsg.) ; KUH, A. (Hrsg.) ; OBRADOVIC, D. (Hrsg.) ; TANAKA, T. (Hrsg.): *Signal Processing Techniques for Knowledge Extraction and Information Fusion*. Springer US, 2008, S. 121–140
- [39] HUANG, F.-H. ; YUAN, P.-J. ; LIN, K.-P. ; CHANG, H.-H. ; TSAI, C.-L.: Analysis of reflectance Photoplethysmography sensors. In: *World Academy of Science, Engineering and Technology* 59 (2011), S. 1266–1269
- [40] INAN, O.T. ; ETEMADI, M. ; WIARD, R.M. ; GIOVANGRANDI, L. ; KOVACS, G.T.A.: Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring. In: *Physiological Measurement* 30 (2009), S. 169–185
- [41] JELEN, M. ; BIEBL, E.M.: Multi-frequency sensor for remote measurement of breath and heartbeat. In: *Advances in Radio Science* 4 (2006), S. 79–83
- [42] JUNNILA, S. ; AKHBARDEH, A. ; VÄRRI, A.: An electromechanical film sensor based wireless ballistocardiograph chair: Implementation and performance. In: *J Sign Process Syst* 57 (2009), S. 305–320
- [43] KLAUS, F.: *Einführung in Techniken und Methoden der Multisensor-Datenfusion*, Universität Siegen, Habilitationsschrift, 1999
- [44] KLEIN, Bernhard: *Untersuchung der Radar-Rückstreuungseigenschaften des bewegten menschlichen Herzens*, Technische Universität Dresden, Studienarbeit, 2001

- [45] KOLAH, K. ; RÖCK, H.: Kooperative Sensor in der Durchflussmesstechnik und bei der Produktion von Mikroorganismen. In: *Technisches Messen* 71 (2004), S. 154–163
- [46] KORTELAJNEN, J.M. ; VIRKKALA, J.: FFT averaging of multichannel BCG signals from bed mattress sensor to improve estimation of heart beat interval. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, S. 6685–6688
- [47] KOULOURIS, A. ; P. TSANAKAS, G. P.: A decentralized multichannel length transformation algorithm and its parallel implementation for real-time ECG monitoring. In: *Computers and Biomedical Research* 33 (2000), S. 227–244
- [48] KRAMME, R.: Kardiologische Basisdiagnostik (Ruhe-EKG, Langzeit-EKG, Belastungs-EKG). In: KRAMME, R. (Hrsg.): *Medizintechnik*. 4. Berlin Heidelberg : Springer-Verlag, 2011, S. 113–130
- [49] LI, H. ; TAN, J.: Body sensor networks based sensor fusion for cardiovascular biosignal predictions. In: *Proceedings of the 2nd International Workshop on Systems and Networking Support for Health Care and Assisted Living Environments*. New York : ACM, 2008 (HealthNet '08), S. 3:1–3:6
- [50] LI, Q. ; MARK, R.G. ; CLIFFORD, G.D.: Robust heart rate estimation from multiple asynchronous noisy sources using signal quality indices and a Kalman filter. In: *Physiol Meas* 29 (2008), Nr. 1, S. 15–32
- [51] LIGGINS, M.E. (Hrsg.) ; HALL, D.L. (Hrsg.) ; LLINAS, J. (Hrsg.): *Handbook of multisensor data fusion - Theory and practice*. 2. Boca Raton, Florida : CRC Press Taylor & Francis Group LLC, 2009
- [52] LUNA-LOZANO, P.S. ; ALVARADO-SERRANO, C.: Time and amplitude relationships of the ballistocardiogram in vertical and horizontal direction. In: *Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), 9th International Conference*, 2012, S. 1–6
- [53] LUO, R.C. ; KAY, M.G.: Multisensor integration and fusion in intelligent systems. In: *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics* 19 (1989), Nr. 5, S. 901–931
- [54] MANN, S. ; ORGLMEISTER, R.: ECG, PPG and ABP sensor fusion for a PCA-based respiratory activity estimation. In: *Biomed Tech* 57 (2012), S. 232–235
- [55] MARTIN, M.: *Konzeption und Konstruktion einer Matte zur kontaktarmen Messung der Herzaktivität*, Hochschule Rosenheim, Bachelorarbeit, 2013

- [56] MITCHEL, H.B.: *Multi-Sensor Data Fusion An Introduction*. Berlin Heidelberg : Springer Verlag, 2007
- [57] OEHLER, M.: *Kapazitive Elektroden zur Messung bioelektrischer Signale*, Technische Universität Carolo-Wilhelmina zu Braunschweig, Diss., 2009
- [58] PAN, J. ; TOMPKINS, W.J.: A real-time QRS detection algorithm. In: *Biomedical Engineering, IEEE Transactions* 32 (1985), Nr. 3, S. 230–236
- [59] PFANNER, F. ; ALLMENDINGER, T. ; FLOHR, T. ; KACHELRIESS, M.: Monitoring respiratory and cardiac motion in CT using a continuous wave Doppler radar. In: *ECR*, 2013
- [60] PIETRZYK, U.: Fortschritte in der Bildfusion medizinischer Bilddaten aus PET, SPET, CT und MRT. In: *Der Nuklearmediziner* 26 (2003), Nr. 4, S. 235–244
- [61] POLL, R. ; RABENAU, M. ; POLL, R. (Hrsg.) ; FÜSSEL, J. (Hrsg.): *Dresdner Beiträge zur Medizintechnik*. Bd. 9: *Technikrelevante Lebensstrukturen und -prozesse*. Dresden : TUDpress, 2010
- [62] PUNSKA, O.: *Bayesian approach to multi-sensor Data fusion*, University of Cambridge, Diss., 1999
- [63] RAOL, J.R. (Hrsg.): *Multi-Sensor data fusion with MATLAB*. Boca Raton, Florida : CRC Press Taylor & Francis Group LLC, 2010
- [64] RUSER, H. ; PUENTE LEÓN, F.: Informationsfusion - Eine Übersicht. In: *Technisches Messen* 74 (2007), Nr. 3, S. 93–102
- [65] SANDSTEDE, J. ; KREITNER, K.-F. ; KIVELITZ, D. ; MILLER, S. ; WINTERSPERGER, B. ; GUTBERLET, M. ; BECKER, C. ; BEER, M. ; PABST, T. ; KOPP, A. ; HAHN, D.: Neue Untersuchungsverfahren in der Herzdiagnostik: Magnetresonanztomographie und Computertomographie. In: *Dtsch Arztebl International* 99 (2002), Nr. 26, S. A–1836–
- [66] SCARBOROUGH, W.R. ; TALBOT, S.A. ; BRAUNSTEIN, J.R. ; RAPPAPORT, M.B. ; DOCK, W. ; HAMILTON, W.F. ; SMITH, J.E. ; NICKERSON, J.L. ; STARR, I.: Proposals for ballistocardiograph nomenclature and conventions: Revised and extended: Report of committee on ballistocardiograph terminology. In: *Circulation* 14 (1956), S. 435–450
- [67] SCHMIDT, R.F. (Hrsg.) ; LANG, F. (Hrsg.) ; HECKMANN, M. (Hrsg.): *Physiologie des Menschen mit Pathophysiologie*. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2010

- [68] SCHÖNKESS, H.C.: *Bestimmung statischer und dynamischer Zugspannungen in Stahlver-seilungen mittels Wirbelstrom-Multisensoren und Ansätzen zu einer Sensordatenfusion*, Universität Kassel, Diss., 2009
- [69] SCHUCHLENZ, H.: Bildgebung mittels Herz-CT. In: *J Kardiol* 20 (2013), S. 68–74
- [70] SCHUMM, J.: *Quality Assessment of Physiological Signals during Ambulatory Measure-ments*, ETH Zurich, Diss., 2010
- [71] SHIN, J.H. ; LEE, K.M. ; PARK, K.S.: Non-constrained monitoring of systolic blood pressure on a weighing scale. In: *Physiological Measurement* 30 (2009), Nr. 7, S. 679
- [72] STEINBERG, A.N. ; BOWMAN, C.L. ; WHITE, F.E.: Revisions to the JDL data fusion model. In: *Sensor Fusion: Architectures, Algorithms, and Applications III* Bd. Proc. SPIE 3719, 1990, S. 430–441
- [73] STRAUSS, S.: *Evaluierung eines kapazitiven EKG im CT-Umfeld*, Friedrich-Alexander Universität Erlangen.Nürnberg, Diplomarbeit, 2012
- [74] TARASSENKO, L. ; MASON, L. ; TOWNSEND, N.: Multi-sensor fusion for robust computation of breathing rate. In: *Electronic letters* 38 (2002), Nr. 22, S. 1314–1316
- [75] TAVAKOLIAN, K. ; KAMINSKA, B. ; VASEGHI, A. ; KENNEDY-SYMONDS, H.: Respiration analysis of the sternal Ballistocardiograph signal. In: *Computers in Cardiology*, 2008, S. 401–404
- [76] VARANINI, M. ; BERCARDI, P.C. ; CONFORTI, F. ; MICALIZZI, M. ; NEGLIA, D. ; MACERATA, A.: Cardiac and respiratory monitoring through non-invasive and noncontact radar technique. In: *Computers in Cardiology* 35 (2008), S. 149–152
- [77] VON GRÄTZ, P.G.: Eins plus eins ist mehr als zwei. In: *inside:health* 6 (2012), Mai, S. 62–65. – Siemens
- [78] WALD, L.: Data fusion: a conceptual approach for an efficient exploitation of remote sensing images. In: *2nd Conference on Fusion of earth data: merging point measurements, raster maps and remotely sensed images*, 1998
- [79] WHITE, F.E.: Data Fusion Lexicon / DTIC Document. 1991. – Forschungsbericht
- [80] YANG, P. ; DUMONT, G.A. ; ANSERMINO, J.M.: Sensor Fusion Using a Hybrid Median

Filter for Artifact Removal in Intraoperative Heart Rate Monitoring. In: *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 23 (2009), Nr. 2, S. 75–83

## Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Stellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Diese Arbeit wurde in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Mittweida, 23. September 2013